

**Erprobung verschiedener mechanischer  
Reanimationshilfen für den prähospitalen  
Patiententransport unter Reanimation**

Maximilian Jörgens

- 2019 -



Aus dem Institut für Notfallmedizin und Medizinmanagement  
Institut der Ludwig-Maximilians-Universität München  
Geschäftsführender Direktor: Dr. med. Stephan Prückner  
und der Klinik für Anästhesiologie  
Klinik der Ludwig-Maximilians-Universität München  
Direktor: Prof. Dr. med. Bernhard Zwißler

**Erprobung verschiedener mechanischer Reanimationshilfen  
für den prähospitalen Patiententransport  
unter Reanimation**

Dissertation  
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin  
an der Medizinischen Fakultät der  
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von  
Maximilian Jörgens  
aus  
München

- 2019 -

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München

Berichterstatter:	Prof. Dr. med. Bernhard Zwißler
Mitberichterstatter:	Prof. Dr. Christian Kammerlander Prof. Dr. Gerhard Schneider
Mitbetreuung durch den promovierten Mitarbeiter:	Dr. med. Heiko Trentzsch
Dekan:	Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel
Tag der mündlichen Prüfung:	21.11.2019

Meinen Eltern



## **Inhaltsverzeichnis**

<b>1</b>	<b>Einleitung.....</b>	<b>1</b>
1.1	Reanimation: Epidemiologie und Bedeutung der Herzdruckmassage .....	1
1.2	Mechanische Reanimationshilfe (mCPR-Gerät) .....	2
1.2.1	Manuelle versus mechanische Reanimation .....	2
1.2.2	Vorteilhafte Einsatzgebiete der mechanischen Reanimationshilfen .....	2
1.2.3	Aktueller Stand der Wissenschaft zum Einsatz von mechanischen Reanimationshilfen unter Transportbedingungen .....	4
<b>2</b>	<b>Fragestellung .....</b>	<b>6</b>
<b>3</b>	<b>Material und Methoden.....</b>	<b>7</b>
3.1	Verwendete mCPR-Geräte .....	7
3.1.1	animax mono (AAT Alber Antriebstechnik GmbH) .....	7
3.1.2	AutoPulse (ZOLL Medical Corporation).....	8
3.1.3	corpuls cpr (GS Elektromedizinische Geräte G. Stemple GmbH).....	8
3.1.4	LUCAS 2 (Physio-Control, Inc. / Jolife AB).....	8
3.2	Mannequin (Simulator-Puppe) und Ausrüstung .....	12
3.3	Teamzusammenstellung .....	13
3.4	Ablauf des Transports / Anzahl der Durchgänge .....	14
3.5	Wegstrecke .....	15
3.5.1	Wegstrecke 0 (= Start) – Basisreanimation I .....	15
3.5.2	Wegstrecke 1 – Bergetuch .....	16
3.5.3	Wegstrecke 2 – Trage .....	16
3.5.4	Wegstrecke 3 – Schleifkorb (Fahrt mit Schleifkorbtrage) .....	17
3.5.5	Wegstrecke 4 – Drehleiterfahrt in den Hof .....	18
3.5.6	Wegstrecke 5 – Beladevorgang Rettungswagen .....	18
3.5.7	Wegstrecke 6 – Rettungswagenfahrt.....	19
3.5.8	Wegstrecke 7 – Entladevorgang Rettungswagen .....	20
3.5.9	Wegstrecke 8 – Drehleiterfahrt auf Balkon .....	20
3.5.10	Wegstrecke 9 (= Ende) – Basisreanimation II .....	21
3.5.11	Zusatz – Akkuwechsel .....	21
3.6	Datenerhebung.....	21
3.6.1	Druckpunkt .....	21
3.6.1.1	Korrektur Druckpunkt.....	21
3.6.1.2	Verschiebung des Druckpunktes .....	21
3.6.1.3	Vergleich der Gerätestandfestigkeit (unabhängig der Wegstrecke) .....	22
3.6.2	Anteil der Kompressionen mit leitliniengerechter Drucktiefe .....	22
3.6.3	Weitere Qualitätsmerkmale einer hochwertigen Herzdruckmassage .....	22

3.6.3.1	Frequenz .....	22
3.6.3.2	Drucktiefe .....	23
3.6.3.3	Entlastung nach Kompression .....	23
3.6.3.4	Kompressions-Ventilations-Verhältnis.....	23
3.6.4	Lageveränderung des Tubus bei endotracheal intubiertem Mannequin .....	23
3.6.5	Fragebögen.....	24
3.6.5.1	Teamqualifikation.....	24
3.6.5.2	Gerätebeurteilung / Anwendungsbeurteilung .....	24
3.7	Dokumentationsbogen .....	25
3.8	Aufklärung und schriftliche Einverständniserklärung.....	25
3.9	Randomisierung.....	25
3.10	Statistische Auswertung mit Zusammenfassung der Wegstrecken .....	26
3.11	Ethikvotum .....	27
3.12	Vorabveröffentlichungen der Daten .....	27
<b>4</b>	<b>Ergebnisse.....</b>	<b>29</b>
4.1	Rettungsteam .....	29
4.1.1	Teamqualifikation .....	29
4.1.2	Berufs- und Einsatzerfahrung .....	29
4.2	Hauptfragestellung: Qualität der Herzdruckmassage unter Transportbedingungen .....	31
4.2.1	Druckpunkt .....	31
4.2.1.1	Korrektur Druckpunkt.....	31
4.2.1.2	Verschiebung des Druckpunktes .....	31
4.2.1.3	Vergleich der Gerätestandfestigkeit (unabhängig der Wegstrecke) .....	33
4.2.2	Anteil der Kompressionen mit leitliniengerechter Drucktiefe .....	34
4.2.3	Weitere Qualitätskriterien einer hochwertigen Herzdruckmassage .....	37
4.2.3.1	Frequenz .....	37
4.2.3.2	Drucktiefe .....	38
4.2.3.3	Entlastung nach Kompression .....	38
4.2.3.4	Kompressions-Ventilations-Verhältnis.....	39
4.3	Nebenfragestellung .....	41
4.3.1	Lageveränderung des Tubus unter mCPR .....	41
4.3.2	Akkuwechsel.....	41
4.3.3	Bewertung der Geräte durch die Anwender.....	41
4.3.4	Qualitative Beschreibung festgestellter Probleme bei Transport.....	43
4.4	Zusatzmessungen zur Bewertung der Messmechanik der Simulator-Puppe und möglicher Artefakte .....	44



<b>5</b>	<b>Diskussion .....</b>	<b>47</b>
5.1	Zusammenfassung der Ergebnisse.....	47
5.2	Diskussion Material und Methoden.....	48
5.2.1	Verwendete mCPR-Geräte.....	48
5.2.2	Mannequin (Simulator-Puppe) und Ausrüstung .....	48
5.2.3	Teamzusammensetzung .....	50
5.2.4	Ablauf des Transports / Anzahl der Durchgänge .....	50
5.2.5	Wegstrecke.....	51
5.2.6	Datenerhebung .....	52
5.2.6.1	Parameter zur Reanimation (Kompression/Beatmung) .....	52
5.2.6.2	Fragebögen (Teamqualifikation und Gerätebeurteilung) .....	52
5.3	Diskussion der Ergebnisse .....	54
5.3.1	Diskussion des Rettungsteams .....	54
5.3.2	Diskussion der Hauptfragestellung .....	54
5.3.2.1	Druckpunkt .....	54
5.3.2.2	Anteil der Kompressionen mit leitliniengerechter Drucktiefe und absolute Drucktiefe .....	57
5.3.2.3	Frequenz und Kompressions-Ventilations-Verhältnis.....	60
5.3.2.4	Entlastung nach Kompression .....	63
5.3.3	Diskussion der Nebenfragestellungen.....	64
5.3.3.1	Lageveränderung des Tubus unter mCPR .....	64
5.3.3.2	Akkuwechsel .....	65
5.3.3.3	Bewertung der Geräte durch die Anwender .....	66
5.3.3.4	Qualitative Beschreibung festgestellter Probleme beim Transport .....	67
<b>6</b>	<b>Zusammenfassung .....</b>	<b>70</b>
<b>7</b>	<b>Abkürzungsverzeichnis .....</b>	<b>72</b>
<b>8</b>	<b>Literaturverzeichnis .....</b>	<b>74</b>
<b>9</b>	<b>Abbildungsverzeichnis.....</b>	<b>77</b>
<b>10</b>	<b>Tabellenverzeichnis .....</b>	<b>80</b>
<b>11</b>	<b>Anhang.....</b>	<b>81</b>
11.1	RTW-Handzettel.....	81
11.2	Fragebögen .....	82
11.2.1	Teamqualifikation .....	82
11.2.2	Gerätebeurteilung / Anwendungsbeurteilung .....	83
11.3	Dokumentationsbogen .....	84
<b>12</b>	<b>Danksagung .....</b>	<b>89</b>
<b>13</b>	<b>Lebenslauf .....</b>	<b>91</b>



## 1 Einleitung

### 1.1 Reanimation: Epidemiologie und Bedeutung der Herzdruckmassage

Europas Rettungsdienste rücken jedes Jahr rund 275.000 Mal aus, um Menschen mit einem plötzlichen Herzstillstand zu versorgen. Zu diesen absoluten Notfällen kommen noch 123.000 weitere Personen mit Herzkammerflimmern, die ebenso als potenziell reanimationspflichtige Patienten zu betrachten sind. Rund 10,7 % der Patienten mit vorausgegangenem Herzstillstand und 21,2 % mit vorausgegangenem Herzkammerflimmern verlassen das Krankenhaus wieder (1). Bezüglich der Daten für Deutschland geht man von 81 Menschen auf 100.000 Einwohner pro Jahr aus, die einen plötzlichen Herztod erleiden (2). Diese hohe Zahl an Notfällen spiegelt sich in den Schätzungen zu Reanimationen wider:

Mit rund 40.000 Reanimationen (50 auf 100.000 Einwohner) sind Wiederbelebungsmaßnahmen in Deutschland ein häufiges Einsatzbild in der Notfallmedizin (3). Neben dem Faktor Zeit spielt die Qualität der Herzdruckmassage (= Thoraxkompression) eine entscheidende Rolle. Hierbei kommt es u.a. auf die Frequenz, die Drucktiefe, den korrekten Druckpunkt und eine vollständige Entlastung zwischen den Kompressionen an. Große Unterbrechungen sollten vermieden werden (4).

Eine Studie konnte zeigen, dass der Wiedereintritt eines Spontankreislaufs (*englisch*: return of spontaneous circulation (ROSC)) bei einer Frequenz von 125 Kompressionen pro Minute am wahrscheinlichsten ist (5). Jedoch wurde in einer weiteren Untersuchung darauf aufmerksam gemacht, dass für das Überleben auch ein Zusammenhang mit Drucktiefe und Hands-off-Zeit besteht, und somit eine Kompressionsrate von 100 bis 120 /min bei möglichst geringer Unterbrechung der Thoraxkompressionen angestrebt werden sollte (6). In einer 2013 veröffentlichten Analyse überlebten Patienten, bei denen im Schnitt 53,6 mm tief gedrückt wurde, häufiger als welche, die nur mit durchschnittlich 48,8 mm Drucktiefe reanimiert wurden. Zudem wiesen diese ein besseres funktionelles Outcome auf (7). Nahm die Herzdruckmassage (HDM) einen hohen Anteil (geringe Hands-off-Zeit) der Wiederbelebungsmaßnahmen in der Minute ein, wirkte sich dies ebenfalls positiv auf das Überleben der Patienten aus (8, 9). Ein vollständiges Entlasten des Brustkorbs nach Komprimierung wurde in Studien von Zuercher et al. (10) und Niles et al. (11) untersucht: Das leider weitverbreitete Abstützen auf dem und damit fehlende Entlasten des Thorax in realen Einsatzsitu-

ationen wirkt sich negativ auf die Herzdurchblutung und den Blutauswurf aus (10, 11). Hier wäre für den bestmöglichen Blutfluss eine komplette Dekompression erstrebenswert.

Eine Möglichkeit, die genannten Qualitätskriterien möglichst effektiv umzusetzen, wäre die Verwendung sogenannter mechanischer Reanimationshilfen (mCPR-Geräte). Als teilweise automatisierte Systeme bieten diese für die Herz-Lungen-Wiederbelebung (*englisch*: cardiopulmonary resuscitation (CPR)) die Option, bestimmte Anforderungen an die HDM konstant zu erfüllen.

## **1.2 Mechanische Reanimationshilfe (mCPR-Gerät)**

### **1.2.1 Manuelle versus mechanische Reanimation**

Im Rahmen mehrerer Studien wurde gezeigt, dass die Verwendung mechanischer Reanimationshilfen (mCPR-Geräte) im Vergleich zur manuellen Thoraxkompression keine verbesserte Überlebenswahrscheinlichkeit für den Patienten bietet (12, 13): mCPR- und Kontroll-Gruppe waren sich sowohl im Überleben nach 4 Stunden (23,6 % bzw. 23,7 %) als auch nach sechs Monaten (8,5 % bzw. 8,1 %) sehr ähnlich (14). Im neurologischen Outcome schnitt mal die mechanische (14), mal die manuelle Reanimation (12) ohne signifikante Unterschiede knapp besser ab.

Es gibt jedoch Situationen in denen die manuelle HDM der mechanischen Thoraxkompression unterlegen scheint, was dazu führt, dass die europäischen Leitlinien zur Reanimation (European Resuscitation Council (ERC) mCPR-Geräte als „sinnvolle Alternative“ (15, S. 807) erachten. Diese Aspekte werden nachfolgend erörtert.

### **1.2.2 Vorteilhafte Einsatzgebiete der mechanischen Reanimationshilfen**

Eine protrahierte HDM kann bei bestimmten Krankheitszuständen (z.B. Hypothermie) oder Maßnahmen wie einer medikamentösen Thrombolyse indiziert sein. Strebt man eine kausale Problemlösung an, wie z.B. eine Katheterintervention bei Herzinfarkt, die außerhalb des Krankenhauses nicht zu erbringen ist, so ist ein Transport unter Reanimation die unausweichliche Konsequenz.

So berichten Friberg und Rundgren, dass ein verunglückter Patient mit Hypothermie (26,9 °C) unter laufender mCPR ins Krankenhaus gebracht wurde und dieses einige Tage später mit sehr gutem neurologischen Outcome verließ (17). Forti et al. weisen auf

einen Fall hin, bei dem ein Patient zur Weiterbehandlung per Hubschrauber unter laufender mCPR ins Krankenhaus geflogen wurde und dort eine perkutane Koronarintervention (PCI) erhielt. Dieser Eingriff führte zum Wiedereintritt eines Spontankreislaufs (ROSC) und ermöglichte im weiteren Verlauf eine Entlassung des Patienten (18). Eine protrahierte manuelle HDM hätte hier vermutlich zu Qualitätseinbußen bei der Reanimation geführt, da die Kompressionstiefe des Helfers aufgrund zunehmender Ermüdung nach 90 Sekunden abnimmt und regelmäßige Helferwechsel erfordert, wie die Studie von Sugerman et. al. zeigt (19).

Zur postulierenden protrahierten Reanimationsdauer kommen noch transportbedingte Folgen auf die manuelle Kompression hinzu. Ødegaard et al. vermuten, dass sich diese negativ auf die Effektivität der HDM auswirken (20). Zugleich wiesen Olasveengen et al. einen verlängerten Zeitraum ohne HDM (Hands-off-Zeit) und eine niedrigere Kompressionsfrequenz beim Transport nach (21).

Auch ist das Verletzungsrisiko, das bei einer Reanimation unter Transport im Straßenverkehr besteht, erhöht, da die Helfer während der manuellen HDM im RTW (Rettungswagen) nicht angegurtet sein können (22).

Den Hubschraubertransport betreffend ergab eine Studie, die die manuelle HDM mit der mechanischen HDM durch das Lund University Cardiac Assist System (LUCAS) (Firma: Physio-Control, Inc. / Jolife AB) verglich, dass der Einsatz des mCPR-Geräts bessere Werte für Frequenz, Drucktiefe, korrekten Druckpunkt und Entlastung erreichte (23). Analog dazu sieht auch die Studie von Fox et al. die Verwendung von mCPR-Geräten im RTW als eine Alternative zur manuellen Reanimation (24).

Die mit guten Drucktiefen verbundene Überlegenheit der mCPR-Geräte gegenüber manueller CPR bei Transport spiegelte sich nämlich in der aktuellen Studienlage wider: So stellten schon Ødegaard et al. fest, dass die Qualität der manuellen CPR im Rahmen des Transportes nicht als „hochwertig“ bezeichnet werden konnte (20). Die Kompressionstiefe der manuellen Reanimation schwankte bei Sunde et al. deutlich stärker als die der mechanischen (25). In den Untersuchungen von Gässler et al. erreichten die Teilnehmer bei manueller HDM Drucktiefen von 43,7 mm ( $\pm 3,8$ ) (RTW-Transport) bzw. 41,7 mm ( $\pm 4,7$ ) (Hubschraubertransport). Der animax mono schnitt beispielsweise mit 51,2 mm ( $\pm 5,4$ ) deutlich besser ab, während der LUCAS 2 nach Vergrößerung des

Simulator-Durchmessers beim Hubschraubertransport mit 53,5 mm ( $\pm 3,0$ ) die besten Werte (animax mono: 47,8 mm ( $\pm 4,0$ )) erzielte (26, 27).

Die ERC Leitlinien zur Reanimation aus dem Jahr 2015 weisen noch einmal explizit auf diese Aspekte hin und empfehlen dringend, sowohl eine lange Hands-off-Zeit als auch das Sicherheitsrisiko durch eine HDM unter Transportbedingungen zu vermeiden (15). Demnach wird nach Überzeugung des ERC bei manueller HDM unter Transport wegen Sicherheitsbedenken und Einschränkungen der Reanimationsqualität der Einsatz eines mCPR-Geräts als „sinnvolle Alternative“ erachtet (15, S. 807).

### 1.2.3 Aktueller Stand der Wissenschaft zum Einsatz von mechanischen Reanimationshilfen unter Transportbedingungen

In verschiedenen Studien konnte eine Überlegenheit der mCPR-Geräte gegenüber der manuellen HDM beim Transport gezeigt werden (siehe „1.2.2 Vorteilhafte Einsatzgebiete der mechanischen Reanimationshilfen“). Zu den bisher hauptsächlich untersuchten Transportsituationen mit mCPR-Geräten gehörten RTW- und Hubschraubertransport (23, 24, 26). So stellten z.B. Gässler et al. speziell während der RTW-Fahrt und bei Bremsmanövern eine geringere Qualität der manuellen gegenüber der mechanischen Thoraxkompression fest (27). Nicht beachtet wurde in dieser und in anderen Studien jedoch, dass möglicherweise enge Treppenhäuser und der Einsatz anderer Hilfsmittel zur Rettung, wie z.B. einer Drehleiter (DL), sich auch auf die Leistungsfähigkeit der mCPR-Geräte auswirken können. Da dies aber Teil der realen Einsatzsituationen sein kann, gilt es, dies auch bei der Leistungsanalyse von mCPR-Geräten mit zu berücksichtigen.

Außerdem gibt es unter den mCPR-Geräten verschiedene Konstruktions- und Antriebsformen: Wurde früher der LUCAS (Vorgänger des LUCAS 2, Firma: Physio-Control, Inc. / Jolife AB) noch mit Druckluft betrieben und dekomprimierte dieser den Thorax aktiv, verfügt sein Nachfolger, der LUCAS 2, wie der *corpuls cpr* (Firma: GS Elektromedizinische Geräte G. Stemple GmbH), über eine akkubetriebene Stempelmechanik, die sich nur noch auf das Komprimieren beschränkt (Dekompression passiv) (28, 29). Nach dem gleichen Prinzip arbeitet auch der animax mono (Firma: AAT Alber Antriebstechnik GmbH), der allerdings über einen Hebel mit Muskelkraft betrieben wird (30). Anders als bei diesen Geräten verfolgt die Bauweise des AutoPulse Reanimationssystem Modell 100 (Firma: ZOLL Medical Corporation) das Ziel, den

Thoraxdurchmesser mittels „Load-Distributing-Band“ (breites Band das um den Thorax gelegt wird) um 20 % zu reduzieren und so einen Blutauswurf aus dem Herzen zu bewirken (31). Man muss annehmen, dass unter Transportbedingungen bestimmte Konstruktionsprinzipien besser oder schlechter funktionieren könnten.

Es wurde die Hypothese aufgestellt, dass mCPR-Geräte unabhängig von ihren Konstruktionsformen unter Transportbedingungen nicht schlechter arbeiten als im stationären Betrieb an der Einsatzstelle.

## 2 Fragestellung

Um die Leistungsfähigkeit verschiedener mechanischer Reanimationshilfen (mCPR-Geräte) im prähospitalen Patiententransport unter Reanimation und mögliche konstruktionsbedingte Unterschiede zu untersuchen, wurde eine prospektive, randomisierte experimentelle Studie vorgenommen. In dieser wurden mCPR-Geräte unterschiedlicher Konstruktionsprinzipien auf ihre Leistungsfähigkeit beim Transport von der Einsatzstelle über die Verladung in den Rettungswagen bis zum Transport im Fahrzeug unter realistischen Einsatzbedingungen getestet. Dabei sollten in der bisher verfügbaren Literatur noch nicht untersuchte Transportgegebenheiten (z.B. Drehleiter) Berücksichtigung finden.

Bei der Durchführung der Studie wurde auf einer vordefinierten Wegstrecke der Reanimationssimulator („Mannequin“) unter Herzdruckmassage mit dem jeweils zu testenden Gerät transportiert. Hierbei wurden folgende Eigenschaften untersucht:

### **Hauptfragestellung: Qualität der Herzdruckmassage unter Transportbedingungen**

1. Druckpunkt und mögliche Verschiebung (in cm) mit ggf. darauffolgender Korrektur
2. Anteil der Kompressionen mit leitliniengerechter Drucktiefe (in %)
3. Messung anderer Qualitätsmerkmale einer hochwertigen Herzdruckmassage (Frequenz (/min), Drucktiefe (in mm), korrekte Entlastung (in %), Kompressions-Ventilations-Verhältnis)

### **Nebenfragestellungen**

1. Lageveränderung des Tubus bei endotracheal intubierter Simulator-Puppe
2. Möglichkeit des Akkuwechsels im laufenden Betrieb
3. Subjektive Zufriedenheitsbewertung der Anwender für die verschiedenen Geräte auf einer visuellen Analogskala (0 - 10) sowie subjektiv empfundene körperliche Belastung auf der modifizierten BORG-Skala (CR-10-Skala)
4. Erfassung festgestellter Schwierigkeiten bei der Verwendung unterschiedlicher Reanimationshilfen während des Transports



### 3 Material und Methoden

#### 3.1 Verwendete mCPR-Geräte

In der Studie zur „Erprobung verschiedener mechanischer Reanimationshilfen für den prähospitalen Patiententransport unter Reanimation“ wurden vier Geräte getestet:

- animax mono (AAT Alber Antriebstechnik GmbH, Albstadt, Deutschland)
- AutoPulse Reanimationssystem Modell 100 (ZOLL Medical Corporation, Chelmsford, Massachusetts, USA)
- corpuls cpr (GS Elektromedizinische Geräte G. Stemple GmbH, Kaufering, Deutschland)
- LUCAS 2 (Jolife AB, Lund, Schweden; Vertrieb durch: Physio-Control, Inc., Redmond, Washington, USA)

Die Geräte wurden für den Test von den Herstellern unentgeltlich zur Verfügung gestellt. Während des Praxistests prüften Außendienstmitarbeiter der jeweiligen Firma die korrekte Anlage, überwachten die Handhabung und wiesen zudem das Rettungsteam in den Gebrauch des jeweiligen Gerätes ein.

Es folgt eine kurze Gerätebeschreibung. Die dazugehörige Übersichtstabelle (Tabelle 1) wurde in Absprache mit den Herstellern erstellt.

##### 3.1.1 animax mono (AAT Alber Antriebstechnik GmbH)

Beim animax mono der Firma AAT Alber Antriebstechnik GmbH handelte es sich um ein mit Muskelkraft betriebenes Gerät. Eingesetzt wurde die Version ohne integrierte Beatmungseinheit (29). Verbrauchsmaterialien sowie eine Energiequelle waren für das 8,0 kg schwere Gerät nicht notwendig. Ein Helfer bediente mithilfe eines Hebels den Stempel für die Thoraxkompression, wodurch der Kraftaufwand gegenüber der manuellen HDM minimiert wurde. Gemäß den ERC Vorgaben befand sich der Druckpunkt auf der unteren Sternumhälfte (4). Durch das sogenannte Portalgestell ließ sich das Gerät mit seinen Schaufeln gut an den Thorax anpassen und gewährte mit einer stufenlosen Höhenverstellbarkeit eine Drucktiefe von 50 bis 60 mm. Eine Defibrillation während des Betriebs wäre generell möglich gewesen; allerdings hätte der animax mono

im Moment der Schockabgabe nicht berührt werden dürfen. Da es sich um ein mit muskelkraftbetriebenes Gerät handelte, bestimmte der Anwender während der Reanimation sowohl Kompressionsfrequenz als auch Kompressions-Ventilations-Verhältnis.

### 3.1.2 AutoPulse (ZOLL Medical Corporation)

Der AutoPulse der Firma ZOLL Medical Corporation war eine elektrisch betriebene mechanische Reanimationshilfe mit einem Gewicht von 10,6 kg (inklusive Akku). Mithilfe eines Thoraxkompressionsbandes („Load-Distributing-Band / LifeBand“), das, ausgehend von einem Brett im Rücken des Patienten, um dessen Brustkorb gelegt wurde, wurde der Thorax semizirkulär komprimiert. Somit ergab sich hier kein klassischer punktförmiger Druckpunkt, sondern laut Herstelleraussage eine Reduktion des sagittalen Thoraxdurchmessers um 20 %. Es ließen sich mit „30:2“, „15:2“ und „kontinuierliche Kompression“ drei unterschiedliche Kompressions-Ventilations-Verhältnisse mit einer Kompressionsrate von 80 /min einstellen. Beim Load-Distributing-Band handelte es sich um ein Einmalprodukt.

### 3.1.3 corpuLs cpr (GS Elektromedizinische Geräte G. Stemple GmbH)





Der corpuLs cpr der Firma GS Elektromedizinische Geräte G. Stemple GmbH war eine mechanische Reanimationshilfe in der Form eines Arms, der am Reanimationsboard befestigt wurde. Das Gerät war 5,5 kg schwer und komplett desinfizierbar. Der Druckpunkt des Stempels befand sich nach regelgerechter Einstellung entsprechend den ERC Leitlinien auf der unteren Sternumhälfte (4). Die auswählbaren Kompressions-Ventilations-Verhältnisse „30:2“, „15:2“ oder „kontinuierliche HDM“ waren in Kompressionsrate (80 - 120 /min) und Drucktiefe (20 - 60 mm) frei wählbar. Für das Experiment wurde die leitlinien-konforme Frequenz von 100 /min und eine Drucktiefe von 55 mm festgelegt. Zum Zeitpunkt des Praxistests hatte der corpuLs cpr noch keine Zulassung für den deutschen Markt. Diese erfolgte im Dezember 2015.





### 3.1.4 LUCAS 2 (Physio-Control, Inc. / Jolife AB)

Der LUCAS 2 (Firma: Physio-Control, Inc. / Jolife AB) war eine elektrisch betriebene mechanische Reanimationshilfe, die über eine Stempelmechanik verfügte. Diese wurde mithilfe einer Rückenplatte und eines Saugnapfes für den Stempel am Patienten befestigt und komprimierte dessen Thorax 102-mal in der Minute. Dies war sowohl

„kontinuierlich“ als auch mit Beatmungspause im „30:2“-Verhältnis möglich. Verbrauchsmaterial stellten die Einwegsaugnäpfe am Stempel des ca. 9 kg schweren Geräts (Gewicht mit Akku) dar.

In der nachfolgenden Tabelle (Tab. 1) sind die beschriebenen Merkmale sowie weitere Details gemäß Herstellerangaben zusammengefasst und die Geräte abgebildet.

				
<b>Gerätename / Typbezeichnung</b>	<b>animax mono</b>	<b>AutoPulse Reanimationssystem Modell 100</b>	<b>corpuls cpr</b>	<b>LUCAS 2</b>
<b>Hersteller</b>	AAT Alber Antriebstechnik GmbH	ZOLL Medical Corporation	GS Elektromedizinische Geräte G. Stemple GmbH	Jolife AB (Vertrieb durch: Physio-Control, Inc)
<b>Druckpunkt</b>	Nach ERC-Vorgaben: untere Sternumhälfte	Semizirkuläre Thoraxkompression mittels Kompressionsband (sogenanntes LifeBand bzw. Load-Distributing-Band)	Sternum (vom Anwender einstellbar)	Nach ERC-Vorgaben: untere Sternumhälfte
<b>Kompressionen pro Minute [mm]</b>	Mechanisches Gerät: Anwender bestimmt Frequenz. Empfohlene Frequenz von 100 /min.	80 /min	80 - 120 /min (in 1 /min Schritten einstellbar)	102 ± 2 /min
<b>Drucktiefe [mm]</b>	50 - 60 mm je nach Patient	Immer 20 % Reduktion des sagittalen Thoraxdurchmessers ⇒ variable Drucktiefe je nach Patiententhorax, da keine rein punktuelle Sternumkompression wie bei manueller CPR	20 - 60 mm (in 1 mm Schritten einstellbar)	Brustbeinhöhe > 185 mm: ⇒ 53 mm ± 2 mm  Brustbeinhöhe < 185 mm: ⇒ 40 bis 53 mm
<b>Verhältnis Kompression / Entlastung</b>	Anwender bestimmt Verhältnis	50 : 50	---	50 ± 5 %
<b>Energiequelle</b>	---	Wieder aufladbarer Lithium-Ionen-Akku 36,3V; Kapazität 2300 m Ah	Wieder aufladbarer Lithium-Polymer-Akku, auch während Betrieb aufladbar	Wieder aufladbare Lithium-Ionen-Polymer-Batterie, auch während Betrieb aufladbar Kapazität 3300 mAh/ 86 Wh
<b>Akkuleistungsdauer [min]</b>	---	30 Min - 60 Min abhängig von Thoraxrigidität und -umfang sowie vom Betriebsmodus („30:2“ oder „kontinuierlich“)	90 min bei Werkseinstellungen, normal kompressiblem Thorax, Drucktiefe 5 cm, Druckfrequenz 100 /min, Betriebsmodus „30:2“	45 min
<b>Gewicht (nur Gerät) [kg]</b>	8,0 kg	9,3 kg (ohne Akku), 10,6 kg (incl. Akku)	5,5 kg (Arm incl. Akku) 1,8 kg (Quadboard)	7,8 kg
<b>Gewicht Gerät + Zubehör für Einsatz und Transportbehälter [kg]</b>	9,8 kg	10,6 kg + LifeBand 450 g + Taschenvariante: - Tasche AP Light PAX Plane => 985 g - Tasche REGA mit integriertem Tragetuch PAX Plane => 3780 g	9,7 kg	ca. 9 kg

				
<b>Gerätename / Typbezeichnung</b>	<b>animax mono</b>	<b>AutoPulse Reanimationssystem Modell 100</b>	<b>corpuls cpr</b>	<b>LUCAS 2</b>
<b>Abmessung im verpacktem Zustand zur Verlastung (Höhe, Tiefe, Breite in cm)</b>	Höhe: 52 cm Tiefe: 22cm Breite: 41 cm	- <u>Tasche Light &amp; LifeBand</u> Tiefe 84 cm; Breite 46 cm; Höhe 14 cm  - <u>Tasche REGA &amp; LifeBand</u> Tiefe 87 cm; Breite 46 cm; Höhe 18,5 cm	Höhe: 48 cm Tiefe: 15 cm Breite: 50 cm	Höhe: 65 cm Tiefe: 25 cm Breite: 33 cm
<b>Abmessung bei am Patienten angelegtem Zustand (Höhe, Breite in cm)</b>	Höhe: 48 cm - 59,30 cm Breite: 36,10 cm - 77,40 cm (Je nach Brustkorbgröße des Patienten)	Höhe: patientenabhängig Breite: 45 cm	Höhe: 49 cm Breite: 46 cm Abweichung ggf. je nach Konfiguration	Höhe: 57 cm Breite: 33 cm
<b>Umgebungstemperaturspanne für einwandfreien Betrieb</b>	-18 °C bis +50 °C	0 °C bis +40 °C Aufbewahrungstemperatur -20 °C bis +65 °C	-20 °C bis +45 °C	+0 °C bis +40 °C Nach Aufbewahrung bei Raumtemperatur Betrieb bei -20 °C eine Stunde lang möglich
<b>Defibrillation bei laufendem Betrieb möglich?</b>	Ja	Ja	Ja	Ja
<b>Desinfektion: Wie und mit welchen Substanzen möglich? Gibt es Besonderheiten?</b>	Ja, Wischdesinfektion ist mit allen dafür bestimmten Desinfektionsmitteln möglich.	- Alkoholgetränkte Tücher (z.B. Mikrocid® AF Tücher) - Aldehydfreie Flächen-Desinfektionsreiniger (z.B. Microbac® Forte Bode) - Aldehydfreie Schnell-Desinfektion auf Alkohol-Basis (z.B. Incidin® Liquid) - Alkoholfreie Schnell-Desinfektion auf Basis von quartären Ammoniumverbindungen (z.B. Mikrocid® sensitive liquid)	Alle zu reinigenden und desinfizierenden Oberflächen des corpuls cpr sind frei zugänglich. Es sind Desinfektionsmittel auf Basis von Aldehyden, Alkohol und/oder quartären Ammoniumverbindungen zu verwenden.  Folgende Desinfektionsmittel aus der DGHM-Liste sind auf Wirksamkeit und Verträglichkeit geprüft: - Bacillol® 30 Tissues 100 % - Dismozon® plus 3,6 % - Kohrsolin® extra 6,6 % - Microbac® forte 2 % - Microbac® Tissues 100 %	Alle Oberflächen und Gurte mit einem weichen Tuch und einer Mischung aus warmem Wasser und einem sanften Reinigungs- oder Desinfektionsmittel reinigen z. B.: - 70%ige Isopropylalkohollösung - 45%ige Isopropylalkohollösung mit Reinigungsmittelzusatz - Quartäre Ammoniumverbindung - 10%ige Bleiche
<b>Belassen und Verwenden der Klebeelektroden für Defibrillator/Pacer im laufenden Betrieb möglich?</b>	Ja	Ja	Ja	Ja
<b>Latexfreies Gerät?</b>	Ja	Ja	Ja	Ja
<b>Mehrfachverwendbarkeit? Ggf. Art und Umfang des Einwegmaterials/ Verbrauchsmaterials pro Einzelanwendung</b>	Ja Kein Verbrauchsmaterial	Ja Kompressionsband (LifeBand) ist Einwegmaterial	Ja Kein Verbrauchsmaterial	Ja Saugnapf ist Einwegmaterial
<b>Lagerfähigkeit der Einmalprodukte bei Nichtverwendung</b>	---	Unbegrenzt	-	Unbegrenzt
<b>Empfohlene Anzahl der Helfer zur problemlosen Anlage?</b>	1 Helfer ausreichend (2. Helfer ggf. als Assistenz)	mind. 2 Helfer	1-2 Helfer	2 Helfer
<b>Besteht eine Transportzulassung für die Luftrettung?</b>	---	Ja	Zulassung in Vorbereitung	Ja





				
<b>Gerätename / Typbezeichnung</b>	<b>animax mono</b>	<b>AutoPulse Reanimationssystem Modell 100</b>	<b>corpuls cpr</b>	<b>LUCAS 2</b>
<b>Zeitlicher Aufwand der Einweisung für Ersteinweiser [min]</b>	ca. 60 min (max. 5 Personen)	ohne Transporttraining für MPG-Beauftragte: 45 min mit Transporttraining und Training für spezielle Einsatzsituationen: 60 - 90 min (Zeitangaben auch abhängig von Gruppengröße)	keine Angabe	ca. 60 min
<b>Zeitlicher Aufwand der Einweisung für Anwender [min]</b>	ca. 60 min (max. 8 - 10 Personen)	mind. 30 min	90 min	ca. 60 min
<b>Standardisiertes Trainingsprogramm für Anwendung im Team</b>	Kein Programm vorhanden	Power-Point Präsentation, Pit Crew Training Video für 2 bzw. 3 Helfer	Bestandteil der Einweisung durch Ersteinweiser	Ja (Onlinetraining)
<b>Kosten des Trainings [€]</b>	Ersteinweisung durch Instruktor: 200,00 €	- zentrale Trainings für MPG-Beauftragte in Bayern: kostenfrei - Zwei kostenfreie Ersteinweisungen pro Gerät - Re-Training: 150 € (netto)	Einweisung kostenfrei	- Onlinetraining kostenneutral - Simulationstrainings nach Anforderung und Aufwand
<b>Anschaffungskosten [€] (Standardausführung mit Transportbehältnis, Stromquelle, Ladegerät, sowie Kosten der für die einmalige Anwendung erforderlichen Verbrauchsteile)</b>	3.590,00 € zzgl. MwSt.	16.143,00 € zzgl. MwSt.	14.294,50 € zzgl. MwSt. (incl. Recboard und Ersatzakku)	12.598,95 € zzgl. MwSt.
<b>Kosten für Einweg- oder Verschleißmaterial [€]</b>	---	<u>Kompressionsband (LifeBand):</u> - 1 Stück: 175,00 € - 3 Stück: 445,00 €	---	<u>Saugnapf:</u> - 3 Stück: 94,50 € - 12 Stück: 346,50 €
<b>Preis Ersatz-Akku, Listenpreis [€]</b>	---	995,00 €	600,00 €	619,50 €
<b>Herstellerangaben vom</b>	09.10.2015 und 12.11.2015	16.10. 2015 und 19.11.2015	14.10.2015 und 25.11.2015	08.10.2015 und 13.11.2015

Tabelle 1: Überblick über die im Praxistest eingesetzten mCPR-Geräte

### 3.2 Mannequin (Simulator-Puppe) und Ausrüstung

Für das Experiment wurde der Ambu® Man W (Wireless) der Firma Ambu GmbH (Bad Nauheim, Deutschland) als Simulator genutzt. Das Mannequin hatte ein Eigengewicht von rund 14 kg. Um möglichst einsatzgetreue Bedingungen zu schaffen, wurde es mit 50 kg Bleipellets beschwert. Diese wurden sowohl im Kopf als auch in den Oberschenkeln und einer extra angelegten Gürteltasche verstaut. Wegen des zusätzlichen Gewichts im Kopf legte man der Puppe zur Unterstützung des Halses einen Stifneck select der Firma Laerdal Medical (Stavanger, Norwegen) an. Diese Maßnahme sowie die Verteilung der Bleipellets hatte keine Auswirkung auf die Funktionsweise der mCPR-Geräte.

Der Ambu® Man W (Wireless) wurde nach Magill endotracheal intubiert und der Tubus mit einem Thomas™ Endotracheal Tube Holder der Firma Laerdal Medical fixiert.

Auf die Haut des Simulators brannte man vor dem Experiment longitudinal (senkrecht) und transversal (waagrecht) eine Zentimeterskala ein, um ein Verrutschen der Ankopplungsstelle zu erkennen. Eingetretene Abweichungen wurden mit einer Schublehre genau vermessen.



Abbildung 1: Eingebrennte Skala auf der Haut des Simulators

Neben dem beschwerten Mannequin war die medizinische Ausrüstung in Form des Defibrillators (LIFEPAK® 15, Firma: Physio-Control, Inc., Redmond, Washington, USA) und der Sauerstoffflasche (2 Liter mit Druckminderer in einer Modultasche) ebenfalls Bestandteil der zu transportierenden Last. Beide Gegenstände werden in der Realität auch mitgeführt, wurden im Rahmen des Praxistests jedoch nicht angeschlossen.

Für die Datenaufzeichnung war auf Hüfthöhe der Simulator-Puppe ein portabler PC (Motion Pad) befestigt (Abb. 2). Eine Software der Firma Ambu GmbH zeichnete alle die Thoraxkompression betreffenden Daten auf (siehe „3.6 Datenerhebung“).

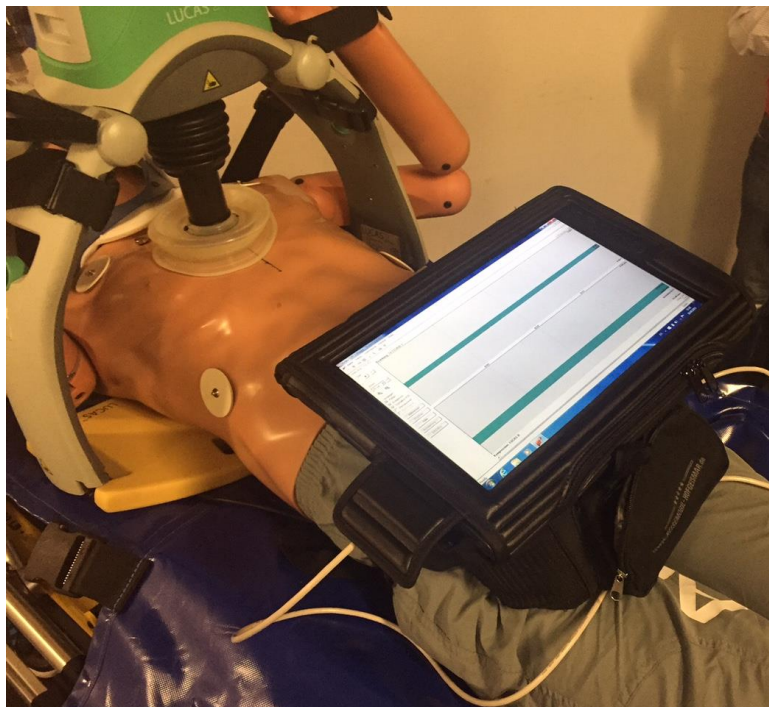


Abbildung 2: LUCAS 2 für mechanische Reanimation; Motion Pad auf Hüfthöhe des Simulators für Datenaufzeichnung angebracht (Probeaufbau)

### 3.3 Teamzusammenstellung

Es standen zwei Transportgruppen (= Rettungs- bzw. Transportteams) zur Verfügung: Eine bestand entsprechend der Einsatzrealität in Bayern aus vier Personen. Im Regelfall sind dies drei Rettungsassistenten und ein Notarzt.

In der Rolle des Notarztes agierte abwechselnd ein Ärztlicher Leiter Rettungsdienst (ÄLRD) der ÄLRD Bayern oder ein ärztlicher Mitarbeiter des INM (Institut für Notfallmedizin und Medizinmanagement der Ludwig-Maximilians-Universität), die alle jeweils die Zusatzbezeichnung „Notfallmedizin“ haben und zum Zeitpunkt des

Praxistests aktiv am Notarztdienst teilnahmen. Die Team-Einteilung erfolgte durch den Studienleiter in der Weise, dass am Ende jeder Notarzt zwei verschiedene der insgesamt vier mCPR-Geräte zum Einsatz erhielt.

Bei den übrigen Teilnehmern des Rettungsteams handelte es sich entweder um drei Mitarbeiter des „Bayerischen Rote Kreuzes“ (BRK) oder um drei der sechs Helfer der Berufsfeuerwehr (BF) München (Drehleiterbesatzung durch die übrigen BF-Helfer). Beide Teams testeten jedes der vier mCPR-Geräte mindestens einmal.

Die Bedienung der Drehleiter erfolgte immer durch einen Maschinisten der BF München. Im Drehleiterkorb befand sich ein weiterer Berufsfeuerwehrmann, der in manchen Fällen aber auch als Teil des BF-Transportteams agierte.

### **3.4 Ablauf des Transports / Anzahl der Durchgänge**

Das Experiment fand auf dem Gelände der Feuerwache 6 der Berufsfeuerwehr München (Bassermannstraße 20, 81545 München) statt. Dort war das medizinische Ausbildungszentrum lokalisiert.

Das vierköpfige Rettungsteam transportierte den Simulator samt medizinischer Ausrüstung (Defibrillator und Sauerstoffflasche) über eine vordefinierte Strecke. Ein Helfer am Kopf beatmete durchgehend das Mannequin mittels Beatmungsbeutel in einem Kompressions-Ventilations-Verhältnis von „30:2“ (Ausnahmen: *RTW-Fahrt* – HDM kontinuierlich durch mCPR-Gerät und maschinelle Beatmung mit MEDUMAT Standard (Firma: WEINMANN Emergency Medical Technology GmbH + Co. KG, Hamburg, Deutschland); *Schleifkorb* - Beatmung mit Oxylator (Firma: CPR Medical Devices, Inc., Markham, Ontario, Kanada)).

Ein Beobachter überwachte den Transport und führte mithilfe der Ambu-Software die Messung für den jeweiligen Streckenabschnitt durch. Ein Eingreifen in den Transport war nur bei Verrutschen der mCPR-Ankopplungsstelle am Brustkorb des Mannequins vorgesehen und sollte sofort bzw. spätestens am Ende einer Wegstrecke korrigiert werden. Eine mögliche Verschiebung notierte der Beobachter anschließend auf einem Dokumentationsbogen (siehe Anhang „11.3 Dokumentationsbogen“). Mittels Schublehre wurde die Verschiebung in transversaler und longitudinaler Richtung gegenüber der (zuvor genau dokumentierten oder fotografisch festgehaltenen) Ausgangssituation ausgemessen. Die auf dem Oberkörper eingebrannte Skala diente als Orientierungshilfe.



Die Reihenfolge, in der die Geräte getestet wurden, erfolgte nach einer computer-generierten Zufallsliste. Hierzu wurde vor jedem neuen Durchlauf der entsprechende versiegelte Random-Umschlag geöffnet. Von drei geplanten Durchgängen wurden aus Zeitgründen nur zwei (2. Durchgang modifiziert) durchgeführt (siehe Diskussion „5.2.4 Ablauf des Transports / Anzahl der Durchgänge“).

### 3.5 Wegstrecke

Die gesamte zu absolvierende Wegstrecke bestand aus zehn Teilstücken. Einmalig wurde bei den elektrischen mCPR-Geräten nach diesen zehn Teilstücken ein Akkuwechsel durchgeführt.

#### 3.5.1 Wegstrecke 0 (= Start) – Basisreanimation I

Vor dem Start auf die „eigentliche Transportstrecke“ wurde eine zweiminütige „Basisreanimation“ absolviert. Dafür wurde das jeweilige mCPR-Gerät am Mannequin angebracht, und das Rettungsteam führte eine Reanimation mit mechanischer Reanimationshilfe (HDM mit mCPR-Gerät; manuelle Beutelbeatmung) durch. Die *Basisreanimation I* fand auf der Feuerwache im 2. Stock in einem Bereitschaftsraum statt (Abb. 3). Der Simulator lag hierfür auf einem Bergetuch auf dem Fußboden. Nach der Startfreigabe durch den Beobachter endete zwei Minuten später Wegstrecke 0.

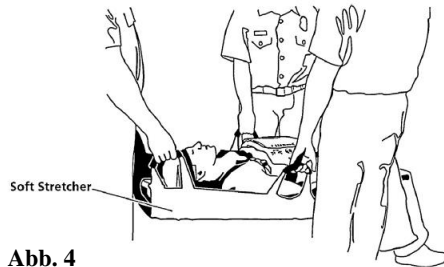


Abbildung 3: Bereitschaftsraum mit Tür zum Balkon; Basisreanimation - Simulator auf Bergetuch auf dem Boden

Zusammen mit der *Basisreanimation II* am Ende des Durchlaufs (Wegstrecke 9) wurde dieser Abschnitt (*Basisreanimation I*) als „stationäre Phase“ betrachtet und diente sowohl zur Kontrolle der Leistung des jeweiligen mCPR-Gerätes als auch zum Vergleich der Reanimationsqualitäten unter stationären und Transportbedingungen. Dies war die erste von zehn Messungen pro Durchgang mit der Ambu-Software.

### 3.5.2 Wegstrecke 1 – Bergetuch

Wegstrecke 1 startete im Bereitschaftsraum mit der Aufnahme der Simulator-Puppe im Bergetuch (Abb. 4 - 6).



**Abb. 4**



**Abb. 5**



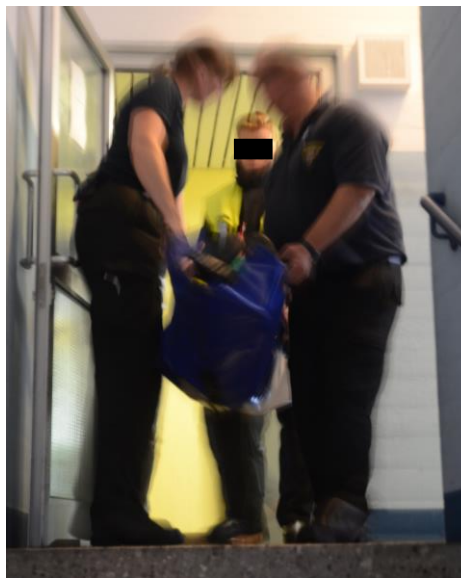
**Abb. 6**

*Abbildung 4: Transport mit Bergetuch, schematisch (aus (32))*

*Abbildung 5: Transport aus Bereitschaftsraum (hinter Brandschutztür rechts) über Flur ins Treppenhaus*

*Abbildung 6: Transport mit dem Bergetuch durchs Treppenhaus abwärts bis zur RTW-Trage*

Der Transport unter Reanimation erfolgte durch den Flur ins Treppenhaus. Nach drei Treppenabsätzen ( $\triangleq$  1,5 Stockwerke) abwärts (Abb. 7) wurde der „Patient“ auf einer RTW-Trage ohne Fahrgestell abgelegt und mit Gurten gesichert. Dies markierte den Endpunkt der Wegstrecke 1.



*Abbildung 7: Transport mit dem Bergetuch durchs Treppenhaus abwärts*

### 3.5.3 Wegstrecke 2 – Trage

Den Startpunkt von Wegstrecke 2 stellte das Aufnehmen der RTW-Trage im Treppenhaus dar. Nach zwei weiteren Treppenabsätzen abwärts folgte nach Passieren einer Kellertür (Abb. 8) eine weitere Treppe aufwärts in den Hof. Dort wurde die Trage

nach einigen Metern neben dem Schleifkorb (Markierung mit Verkehrsleitkegel) abgesetzt (= Endpunkt Wegstrecke 2).



Abbildung 8: Transport mit der Trage durch die Kellertür in den Hof (mCPR-Gerät: animax mono)

#### 3.5.4 Wegstrecke 3 – Schleifkorb (Fahrt mit Schleifkorbtrage)

Wegstrecke 3 beinhaltete die Fahrt mit der Schleifkorbtrage (*Schleifkorb*) vom Hof auf den Balkon im zweiten Stock (Abb. 9). Sie begann mit der Umlagerung des Mannequins von der Trage in den Schleifkorb und endete auf dem Balkon mit der Sicherung des Mannequins auf einer anderen RTW-Trage (Abb.10).



Abb. 9



Abb. 10

Abbildung 9: Hof der Feuerwache; Transport mit Schleifkorb auf Balkon im 2. Stock (direkt über der Fahrzeughalle)

Abbildung 10: Balkon; Umlagerung von Schleifkorb auf RTW-Trage

Der Schleifkorb wurde an der Drehleiter montiert und über einen Flaschenzug hochgezogen, während man mit einem Oxyator (einfaches Beatmungsgerät mit einem Pmax von 30 mmHg; Firma: CPR Medical Devices) das Mannequin beatmete. Beim animax mono wäre für die Bedienung des mCPR-Geräts ein Helfer am Schleifkorb nötig gewesen. Hierauf wurde jedoch verzichtet, da kein Personal der Höhenrettungsgruppe abgestellt werden konnte. So konnte die HDM nur bis zum „Hochziehen“ und direkt nach Ankunft der Schleifkorbtrage auf dem Balkon durchgeführt werden. Entsprechend verkürzte sich die Phase, in der HDM-Daten erhoben werden konnten.

### 3.5.5 Wegstrecke 4 – Drehleiterfahrt in den Hof

Mit dem Aufnehmen der RTW-Trage auf dem Balkon startete Wegstrecke 4. Die Trage mit dem Mannequin wurde auf den Drehleiterkorb montiert (Abb. 11) und mit der Drehleiter vom Balkon zurück in den Hof gefahren (Abb. 12). Der Leiterrückzug erfolgte durch den Maschinisten, während der Mann im Korb die Simulator-Puppe nach jeweils 30 Kompressionen mit dem Beutel zweimal beatmete. Nach der Ankunft im Hof (Markierung mit Verkehrsleitkegel) erreichte das Rettungsteam mit dem Absetzen der RTW-Trage auf das Fahrgestell den Endpunkt der Wegstrecke 4.



Abb. 11

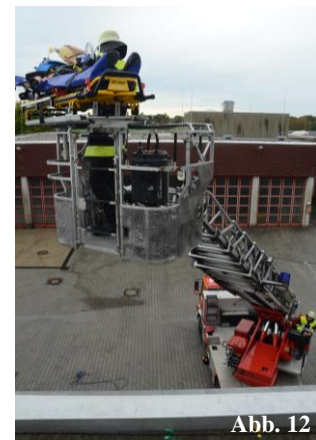


Abb. 12

Abbildung 11: DL-Transport mit Simulator in den Hof; Montieren der Trage am DL-Korb (mCPR-Gerät: AutoPulse)

Abbildung 12: DL-Fahrt vom Balkon in den Hof (mCPR-Gerät: AutoPulse)

### 3.5.6 Wegstrecke 5 – Beladevorgang Rettungswagen

Auf Wegstrecke 5 schob das Rettungsteam die Trage ca. 20 m zum RTW und lud diese samt Fahrgestell in das Fahrzeug ein (Abb. 13 + 14). Sobald die Türen geschlossen und der RTW abfahrbereit waren, endete die Datenaufzeichnung dieser Wegstrecke.



Abb. 13



Abb. 14

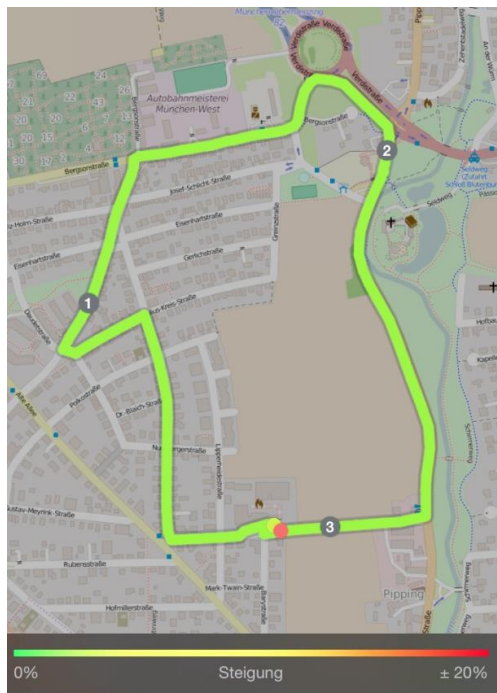
Abbildung 13: Schieben der Trage von Drehleiterkorb zum RTW (mCPR-Gerät: animax mono)

Abbildung 14: Einladen in den RTW (mCPR-Gerät: animax mono; Moment der Hebelübergabe)



### 3.5.7 Wegstrecke 6 – Rettungswagenfahrt

Die *RTW-Fahrt* dauerte vom Losfahren bis zum Rückwärtseinparken und Öffnen der Türen rund acht Minuten. Die knapp drei Kilometer lange Fahrt wurde in der Umgebung der Feuerwache (München-Pasing) auf öffentlichen Straßen ohne Inanspruchnahme von Sonderrechten (Blaulicht/Martinshorn) zurückgelegt. Der Fahrer erhielt zur Orientierung eine Karte bzw. einen Handzettel mit Anweisungen (siehe Abb. 15 und Anhang „11.1 RTW-Handzettel“).



Verlassen Betriebshof der Feuerwache 6

- ⇒ Bassermannstraße
- ⇒ Keyserlingstraße
- ⇒ Julius-Kreis-Straße
- ⇒ Daudetstraße
- ⇒ Petzetstraße
- ⇒ Bergsonstraße
- ⇒ Verdistrasse
- ⇒ Pippingerstraße
- ⇒ Bassermannstraße
- ⇒ Einfahrt Betriebshof FW 6
- ⇒ Einparkmanöver (Rückwärts an Entladezone)

Abbildung 15: Fahrstrecke des RTWs (Aufzeichnung mit Handy-App runtastic (runtastic GmbH, Pasching bei Linz/AUT))

Während der gesamten Fahrt musste das Rettungsteam sitzend und mit angelegten Sicherheitsgurten die Reanimation durchführen (Abb. 16 + 17).

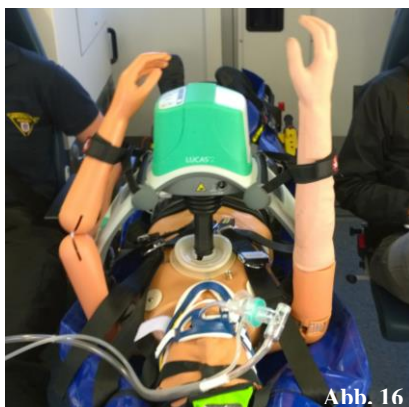


Abb. 16



Abb. 17

Abbildung 16: RTW-Fahrt mit LUCAS 2 - Helfer angegurtet (beidseits der Trage); Beatmung mittels MEDUMAT

Abbildung 17: RTW-Fahrt mit animax mono - Bedienung angegurtet möglich; Beatmung mittels MEDUMAT

Die Thoraxkompressionen erfolgten dabei im kontinuierlichen Modus und die Beatmung mithilfe eines MEDUMAT Standard (Firma: WEINMANN Emergency Medical Technology GmbH + Co. KG, Hamburg, Deutschland; Einstellungen: AMV 5000ml, Frequenz 10 /min,  $P_{\max}$  25 mmHg, Airmix).

### 3.5.8 Wegstrecke 7 – Entladevorgang Rettungswagen

Nach dem Entladen des RTWs wurde die Trage auf Wegstrecke 7 anschließend rund 20 Meter zum Drehleiterkorb (Markierung mit Verkehrsleitkegel) geschoben (Abb. 18). Für diese Strecke wurde die Beatmung wieder auf Beutelbeatmung mit einem Kompressions-Ventilations-Verhältnis von „30:2“ umgestellt.



Abbildung 18: Entladen des RTWs und Schieben der Trage bis zum DL-Korb (mCPR-Gerät: corpuls cpr)

### 3.5.9 Wegstrecke 8 – Drehleiterfahrt auf Balkon

Für den letzten Teil des „eigentlichen Transports“ hob das Rettungsteam die Trage vom Fahrgestell und montierte diese an den Drehleiterkorb (Abb. 19). Die Beutelbeatmung wurde durch den Mann im Drehleiterkorb fortgesetzt (Abb. 20). Nach der Fahrt auf den Balkon nahmen die Retter das Mannequin in Empfang und legten es direkt im Bereitschaftsraum (Abb. 3) auf den Boden ab. Mit der Lagerung der Simulator-Puppe auf dem Bergetuch endete Wegstrecke 8.



Abb. 19



Abb. 20

Abbildung 19: Beladen der DL (Transport auf den Balkon; mCPR-Gerät: corpuls cpr)

Abbildung 20: Beutelbeatmung der DL-Korbbesetzung (mCPR-Gerät: corpuls cpr)

### 3.5.10 Wegstrecke 9 (= Ende) – Basisreanimation II

Zum Schluss führte das Transportteam noch einmal eine ein-minütige „Basisreanimation“ (*Basisreanimation II*) durch. Das Ende der Wegstrecke 9 war gleichzeitig der Endpunkt der gesamten Wegstrecke.

### 3.5.11 Zusatz – Akkuwechsel

Dieser „Zusatz“ fand nur im ersten Durchgang statt: Nach Wegstrecke 9 (*Basisreanimation II*) wurde ein Akkuwechsel durchgeführt, die Zeit gestoppt (Ausnahme: animax mono, da dieses Gerät nicht elektrisch betrieben wird) und anschließend eine Minute weiter reanimiert.

## 3.6 Datenerhebung

Die Erfassung der Reanimationsrohdaten erfolgte mithilfe der vom Simulator-Hersteller ausgelieferten Software (Ambu CPR Software Version 3.1.1; Firma: Ambu GmbH, Bad Nauheim, Deutschland). Ein Laptop (Motion Pad) wurde an die dafür vorhergesehene Schnittstelle des Ambu®-Man W (Wireless) angeschlossen und durchgehend mitgeführt. Die Aufzeichnungen waren für das Rettungsteam nicht sichtbar (Verblindung) und wurden für jede Wegstrecke einzeln erhoben.

### 3.6.1 Druckpunkt

#### 3.6.1.1 Korrekter Druckpunkt

Der Druckpunkt für die HDM befand sich bei allen mCPR-Geräten (Ausnahme: AutoPulse) gemäß der ERC Leitlinien von 2015 auf der unteren Sternumhälfte (4). Die zur Auswertung herangezogene Ambu-Software konnte falsche Druckpunkte erkennen und gab diese in der Auswertung an. Zusätzlich wurden Verschiebungen auch unabhängig von der Software notiert (siehe „3.6.1.2 Verschiebung des Druckpunktes“).

#### 3.6.1.2 Verschiebung des Druckpunktes

Die Verschiebung des Druckpunktes wurde anhand der auf der Haut des Ambu®-Man W (Wireless) eingebrannten Skala überprüft. Sollten Verschiebungen der Ankopplungsstelle aufgetreten sein, wurden diese genau vermessen, das Ergebnis auf dem Beobachtungsbogen (siehe „3.7 Dokumentationsbogen“) notiert und vor dem nächsten Streckenabschnitt korrigiert. Dabei wurden Bewegungen in der Sagittalebene,

bei denen sich das Gerät in Richtung Kopf oder Füße verschob, als longitudinale Verschiebung bezeichnet. Bewegungen des Gerätes in der Transversalebene, bei denen sich die Ankopplungsstellen am Patienten nach rechts oder links verschob, als transversale Verschiebung bezeichnet.

Eine Ausnahme stellte der AutoPulse der Firma Zoll dar. Da hier kein Stempel, sondern ein über den Brustkorb gespanntes Band zur Kompression des Thorax eingesetzt wird („Load-Distributing-Band“), ist eine Verdrehung des Bandes in der Frontalebene einer transversalen Abweichung gleichzusetzen.

#### 3.6.1.3 Vergleich der Gerätestandfestigkeit (unabhängig der Wegstrecke)

Mögliche Verschiebungen der Ankopplungsstelle am Ende einer Wegstrecke wurden vor Beginn des nächsten Streckenabschnitts korrigiert, indem man das mCPR-Gerät wieder auf die ursprüngliche Ankopplungsstelle (Druckpunkt) ausrichtete. Die Zahl der Wegstrecken mit Korrektur wurde bei der Auswertung denen ohne Korrektur (für jedes Gerät getrennt) gegenübergestellt.

#### 3.6.2 Anteil der Kompressionen mit leitliniengerechter Drucktiefe

Kompressionen mit einer Tiefe von 50 - 60 mm galten entsprechend den aktuellen Empfehlungen des ERC als „leitliniengerecht“, während  $< 50$  mm als zu „flach“ und  $> 60$  mm als zu „tief“ eingestuft wurden (4). Über die Berechnung des Anteils „falscher“ (zu flacher und zu tiefer) Kompressionen wurde der Anteil derer mit leitliniengerechter Drucktiefe (in %) ermittelt. Dazu subtrahierte man den Anteil der „falschen“ Kompressionen von der Gesamtheit aller Kompressionen (pro Wegstrecke).

#### 3.6.3 Weitere Qualitätsmerkmale einer hochwertigen Herzdruckmassage

##### 3.6.3.1 Frequenz

Die Frequenz der Thoraxkompressionen (pro Minute) errechnete sich für jede Wegstrecke aus den Rohdaten eines Abschnitts von 15 Sekunden, indem dieser auf eine Minute hochgerechnet wurde. Da während der *RTW-Fahrt* die HDM kontinuierlich durchgeführt wurde, ermittelt sich die Frequenz hier aus der Zählung der Kompressionen über eine Minute.



### 3.6.3.2 Drucktiefe

Die Ambu-Software (Firma: Ambu GmbH) errechnete für jede Messung aus allen Kompressionen die durchschnittliche Drucktiefe. Zur Auswertung zog man die Mittelwerte der einzelnen Wegstrecken heran.

### 3.6.3.3 Entlastung nach Kompression

Zur Überprüfung der korrekten Entlastung nach Kompression wurden ebenfalls die Daten der Ambu-Software (Firma: Ambu GmbH) analysiert.

### 3.6.3.4 Kompressions-Ventilations-Verhältnis

Zur Überprüfung des korrekten Kompressions-Ventilations-Verhältnisses („30:2“) wurden bei jeder Wegstrecke nur in der Messung begonnene Kompressionsdurchgänge mit anschließender Beatmung ausgewählt. Aus diesen wurde die durchschnittliche Kompressions- bzw. Beatmungszahl ermittelt und jeweils auf eine ganze Zahl auf- bzw. abgerundet. War das Ergebnis für diese Wegstrecke im gerundeten Mittel „30:2“, so wurde das Kompressions-Ventilations-Verhältnis als „OK“ eingestuft; war dies nicht der Fall, bezeichnete man das Verhältnis als „Nicht OK“.

### 3.6.4 Lageveränderung des Tubus bei endotracheal intubiertem Mannequin

Auch wenn genaue Beatmungsparameter nicht in die Auswertung mit einfließen, wurde stets auf Tubuslage und -tiefe geachtet. Dafür kontrollierte man nach jeder Wegstrecke die möglicherweise verschobene Tubus-Markierung (nahe des Thomas™ Endotracheal Tube Holders), und die Ambu-Software registrierte mögliche Magenbeatmungen.



Abbildung 21: Markierung für Tubustiefe (Pfeil)

### 3.6.5 Fragebögen

Alle Fragebögen wurden eigens für diese Studie entwickelt und erstellt. Neben einem Fragebogen zur persönlichen Qualifikation wurden die Studienteilnehmer gebeten, nach jedem Gerätetest auch einen Beurteilungsbogen auszufüllen (siehe Anhang „11.2 Fragebögen“).

#### 3.6.5.1 Teamqualifikation

Die Ausbildungsstufe und mögliche Zusatzqualifikationen der einzelnen Teammitglieder im Bereich der Notfallmedizin ermittelte man mithilfe eines anonymen Fragebogens. Dieser wurde vor Beginn einmalig an alle Studienteilnehmer verteilt. Sowohl die Berufserfahrung (in Jahren) als auch die Einsatzerfahrung mit mCPR-Geräten und eine Selbsteinschätzung zur eigenen Beteiligung an Reanimationen (pro Monat) waren in diesem Zusammenhang relevant.

#### 3.6.5.2 Gerätebeurteilung / Anwendungsbeurteilung

Nach jedem einzelnen Durchgang erhielten die beteiligten Teammitglieder einen Beurteilungsbogen zur Benotung des eingesetzten Geräts. Die subjektive Bewertung erfolgte mithilfe einer visuellen Analogskala von 0 („absolut ungeeignet“) bis 10 („hervorragend geeignet“) in vier Kategorien: „Zufriedenheit beim Tragen“, „Zufriedenheit Drehleiter“, „Zufriedenheit Verladen in RTW“ sowie „Zufriedenheit Gesamt“. Im Anschluss daran bestand die Möglichkeit, in Form von Freitextantworten positive bzw. negative und verbesserungswürdige Aspekte anzugeben. Außerdem wurde erfragt, ob der Teilnehmer zur Drehleiterbesatzung gehörte (ggf. Maschinist / Feuerwehrmann im Korb). Die subjektiv empfundene körperliche Anstrengung ordneten alle Teilnehmer auf der modifizierten BORG-Skala ein (Abb. 22). Diese sogenannte CR-10-Skala diente dazu, die unterschiedlichen Belastungen der Helfer an den verschiedenen Geräten vergleichbar zu machen (33).

Borg-Skala		Interpretationshilfen			
		Intensität	körperliche Anstrengung	Atemnot	Zeit
0	Keine Anstrengung / Atemnot		<ul style="list-style-type: none"> <li>▶ sich unterfordert fühlen</li> <li>▶ den Eindruck haben noch um einiges länger weitertrainieren zu können</li> </ul>	die Atmung ist noch nicht oder nur leicht wahrnehmbar	Stunden
0,5	Sehr, sehr leicht				
1	Sehr leicht				
2	Leicht				
3	Mäßig				
4	Etwas anstrengend / ziemlich				
5	Anstrengend / schwer		<ul style="list-style-type: none"> <li>▶ deutliche körperliche Anstrengung</li> <li>▶ zunehmende Ermüdung</li> <li>▶ man ist froh, wenn der Durchgang / die Zeit vorbei ist</li> </ul>	die Atmung ist deutlich spürbar, aber noch kontrollierbar	Minuten
6					
7	Sehr anstrengend / schwer				
8			<ul style="list-style-type: none"> <li>▶ sich körperlich überlastet fühlen; ggf. Schmerzen, Unwohlsein</li> <li>▶ die Anstrengung zwingt zum baldigen bzw. sofortigen Abbruch der Belastung</li> </ul>	die Atemnot zwingt zum baldigen bzw. sofortigen Abbruch der Belastung	Sekunden
9	Sehr, sehr anstrengend / schwer				
10	Maximal				

Abbildung 22: Modifizierte BORG-Skala (CR-10-Skala) für subjektiv empfundene Belastung – Abbildung aufgerufen unter <http://www.atemmuskeltraining.com/de/patienten/stenoseatmung/borg-skala>; Oliver Göhl, Schillerstr. 33, 69257 Wiesebach, Aufruf am: 07.09.2015

### 3.7 Dokumentationsbogen

Während des Experiments wurde durch einen Beobachter bei jedem Test ein eigens entworfener Dokumentationsbogen ausgefüllt (siehe Anhang „11.3 Dokumentationsbogen“). Darauf notierte der Beobachter bei jeder Wegstrecke ein mögliches longitudinales und transversales Verrutschen der Ankopplungsstelle. Eine Veränderung der Tubustiefe, Transportzeit und unerwartete Unterbrechungen der mechanischen Reanimation wurden ebenfalls festgehalten.

### 3.8 Aufklärung und schriftliche Einverständniserklärung

Alle Teilnehmer wurden am Studientag vor Experimentbeginn über Art und Ziel der Praxistests sowie über den genauen Ablauf und das Studienprotokoll unterrichtet, sodann wurde den Teilnehmern eine schriftliche Teilnehmerinformation ausgehändigt. Nach der Aufklärung und vor Beginn des Experiments willigten alle Probanden im Rettungs- und Transportteam mündlich und schriftlich zur Teilnahme an der Studie ein.

### 3.9 Randomisierung

Für die Geräte wurde eine zufällige Einsatzreihenfolge festgelegt, um möglichst vergleichbare Bedingungen im Tagesverlauf für alle Geräte zu erhalten. Die Randomi-

sierung erfolgte dabei blockweise. Das bedeutete, dass jedes Gerät einmal getestet wurde, bevor der zweite Durchgang für alle Geräte erneut in zufälliger Reihenfolge begann.

Zur Erstellung der Randomliste wurde eine webbasierte Blockrandomisierung (<https://www.randomizer.org/>; Geoffrey C. Urbaniak and Scott Plous; Aufruf am: 10.09.2014) vorgenommen. Zwölf versiegelte Random-Umschläge (3 Durchgänge à 4 Geräte) legten damit schon vor Beginn der Versuchsreihe die Geräte-Reihenfolge fest.

Der Umschlag mit der Information, welches Gerät im nächsten Testlauf eingesetzt werden sollte, wurde erst am Ende des vorangegangenen Durchgangs vom Studienleiter geöffnet.

### 3.10 Statistische Auswertung mit Zusammenfassung der Wegstrecken

Das Experiment war nur für eine deskriptive und keine konfirmatorische Analyse designt.

Da die Fallzahl  $n$  für einzelne Wegstrecken recht klein war, wurden für die Untersuchung ähnliche Bewegungsabläufe wie das Be- bzw. Entladen des RTWs oder die Drehleiterfahrten hinauf auf den Balkon bzw. hinab in den Hof zusammengefasst. Durch das Zusammenfassen dieser Wegstrecken erhöhte sich die Fallzahl  $n$  für gewisse Transportstrecken. Tabelle 2 gibt einen kurzen Überblick über die Zusammenfassung der Wegstrecken. *Basisreanimation I und II* – zusammengefasst als *Basisreanimation* – dienten zum einen als eigene Wegstrecke (für stationäre Phasen bei Transport) und zum andern als Vergleichswert gegenüber der Leistung der mCPR-Geräte beim Transport.

<b>Zusammen- gefasste Weg- strecken</b>	Basis- reani- mation	Berge- tuch	Trage	DL- Fahrt	Lade- vorgang RTW	RTW- Fahrt	Schleif- korb	Akku- wechsel
Wegstrecke	0 + 9	1	2	4: ↓ 4 + 8 8: ↑	5: rein 5 + 7 7: raus	6	3	10
Fallzahl (n) pro Gerät	4	2	2	2x ↑ 3 1x ↓	2x rein 4 2x raus	2	1	1 (animax mono: 0)

Tabelle 2: Zusammenfassung der Wegstrecken

Erklärung: rein: Beladen RTW; raus: Entladen RTW; ↑: DL-Fahrt aufwärts; ↓: DL-Fahrt abwärts

Soweit nicht anders angegeben, sind die Daten als Median und dem korrespondierenden Interquartilsabstand (IQR) angegeben. Die Ergebnisse der Gerätebewertung durch die Anwender wurden mittels Shapiro-Wilk-Test auf Normalverteilung überprüft.

Die angewendeten statistischen Tests wurden je nach Art des Merkmals und der Art der Skala ausgewählt:

Paarweise Vergleiche der mCPR-Geräte bei „korrekter Ankopplungsstelle“ und bei „Kompressions-Ventilations-Verhältnis“ erfolgten mittels des exakten Fisher-Tests, während die Werte der „Zufriedenheit bzw. körperlichen Anstrengung“ mit dem Kruskal-Wallis-Test bzw. darauf aufbauend dem Mann-Whitney-U-Test *post-hoc* untersucht wurden. Eine Irrtumswahrscheinlichkeit von  $p < 0,05$  wurde als statistisch signifikanter Unterschied angenommen.

Festgestellte Schwierigkeiten auf der Wegstrecke oder andere Auffälligkeiten bei Einsatz der mCPR-Geräte wurden kategorisiert und qualitativ beschrieben.

### **3.11 Ethikvotum**

Das Studienprotokoll für das Experiment (inklusive Frage-/ Dokumentationsbogen) sowie die Teilnehmerinformation (mit Einverständniserklärung) wurden der Ethikkommission der Ludwig-Maximilians-Universität München (LMU) zur Bewertung vorgelegt. Es gab keine ethisch-rechtlichen Beanstandungen. Bei Studienbeginn lag ein gültiges positives Ethikvotum vor (EK-Nr. 493-15).

### **3.12 Vorabveröffentlichungen der Daten**

Teile der erhobenen Daten wurden vor Einreichung dieser Dissertation veröffentlicht:

Die Studie wurde zur Beantwortung der vom Rettungsdienstausschuss beschlossenen Fragestellungen zu mCPR-Geräten im Auftrag des Bayerischen Staatsministeriums des Innern, für Sport und Integration durchgeführt. Da es sich also um ein Kooperationsprojekt des INM und des ÄLRD Bayern handelte, wurden letzterem Daten zeitnah aufbereitet weitergeben. Diese flossen anschließend in die Ausschussempfehlung „Mechanische Reanimationshilfe – Vorhaltung auf öffentlich-rechtlichen Rettungsmitteln“ (2016) ein – aufrufbar auf der Website des ÄLRD Bayern: [http://www.aelrd-bayern.de/images/stories/pdf/6.1.\\_MechanischeReanimationshilfe.pdf](http://www.aelrd-bayern.de/images/stories/pdf/6.1._MechanischeReanimationshilfe.pdf) (Stand: 01.07.2019).

Auch wurden Daten bei der Posterpräsentation auf dem Deutschen Interdisziplinären Notfallmedizin Kongress 2017 und im A&I (Anästhesiologie & Intensivmedizin; Ausgabe 58, S. 112; 2017) unter dem Titel „Erprobung verschiedener mechanischer Reanimationshilfen (mCPR-Geräte) für den prähospitalen Patiententransport unter Reanimation“ vorab veröffentlicht.

## 4 Ergebnisse

### 4.1 Rettungsteam

Jedes Mitglied des Rettungsteams wurde anonym bezüglich seiner Qualifikation und Berufs- bzw. Einsatzerfahrung einmalig befragt.

#### 4.1.1 Teamqualifikation

Am Experiment nahmen vier Notärzte, sieben Rettungsassistenten und zwei Rettungssanitäter teil. Rund 70% von ihnen verfügten zusätzlich über einen Provider-Status für Reanimationskurse oder übten eine Lehrtätigkeit im Bereich der Reanimation aus.

#### 4.1.2 Berufs- und Einsatzerfahrung

Die Berufs- bzw. Einsatzerfahrung der Teilnehmer war mit durchschnittlich 13,2 Jahren ( $\pm 5,2$ ) und 1,7 ( $\pm 1,2$ ) durchgeführten Reanimationen pro Monat groß.

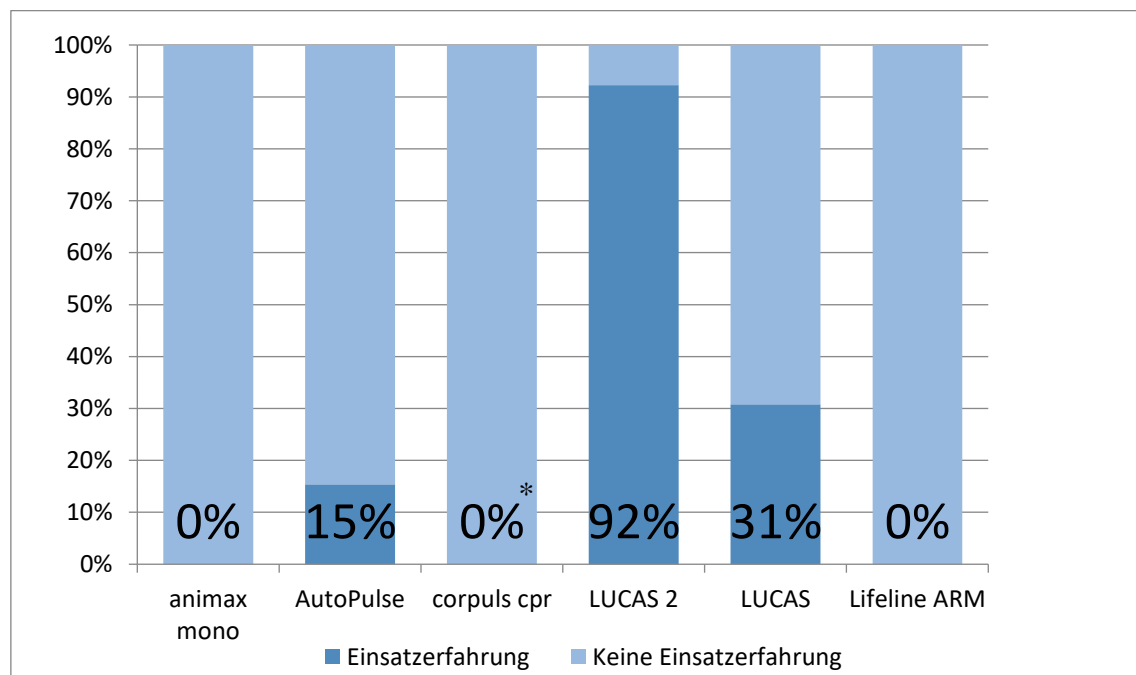


Abbildung 23: Einsatzerfahrung mit mCPR-Geräten im präklinischen Bereich

(\*) Der corpuls cpr war bei Experimentdurchführung noch nicht auf dem deutschen Markt erhältlich

Vor allem mit den mCPR-Geräten LUCAS 2 (92 %) und LUCAS (31 %) (Firma: Physio-Control, Inc. / Jolife AB) gaben die Probanden an, Vorerfahrungen im präklinischen Bereich gemacht zu haben. 15 % hatten bereits mit dem AutoPulse (Firma: Zoll Medical Corporation) gearbeitet. In diesem Zusammenhang muss erwähnt werden, dass der corpuls cpr zum Zeitpunkt des Experiments noch keine Marktzulassung für den

deutschen Markt hatte (Zulassung: Dezember 2015) und somit Vorerfahrungen nicht möglich waren ((\*) in Abb. 23). Der Vollständigkeit halber wurde im Fragebogen auch nach Erfahrungen mit dem Lifeline ARM der Firma Defibtech bzw. sonstigen Geräten gefragt (Abb. 23). Das letztgenannte Gerät war vom Konstruktionsprinzip identisch zum LUCAS 2 und wurde daher keiner gesonderten Prüfung unterzogen. Es gab keine Nennungen zu sonstigen Geräten.



## 4.2 Hauptfragestellung: Qualität der Herzdruckmassage unter Transportbedingungen

### 4.2.1 Druckpunkt

#### 4.2.1.1 Korrekter Druckpunkt

Bei insgesamt 15.962 Kompressionen wurde lediglich zweimal ein falscher Druckpunkt registriert (0,013%). Diese traten innerhalb eines Streckenabschnitts mit dem *corpuls cpr* auf (Transport mit *Bergetuch*) (siehe Diskussion „5.3.2.1 Druckpunkt“).

#### 4.2.1.2 Verschiebung des Druckpunktes

Während des Transportes kam es bei allen mCPR-Geräten immer wieder zu Verschiebungen der Ankopplungsstelle am Simulator. Diese wurden am Ende jeder Wegstrecke ausgemessen und anschließend ggf. korrigiert. Nachfolgende Abbildung gibt einen Überblick über die Verschiebungen in longitudinaler Richtung für jedes einzelne Gerät, getrennt nach zusammengefassten Wegstrecken, wieder (Abb. 24).

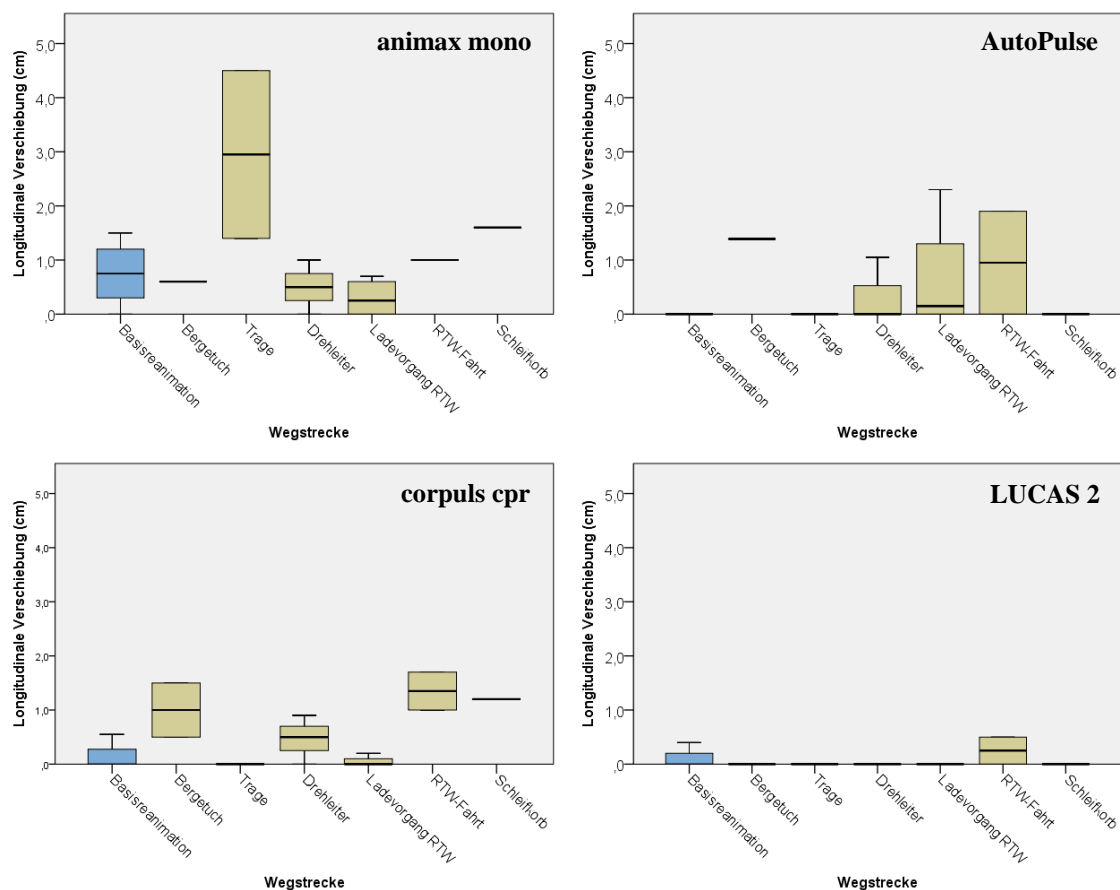


Abbildung 24: Longitudinale Verschiebung (cm) für jedes mCPR-Gerät, nach Wegstrecken getrennt

Vergleicht man bei den Geräten die Verschiebungen der Ankopplungsstelle auf den Wegstrecken mit der dazugehörigen Ankopplungsstelle bei der *Basisreanimation*, so fällt besonders der animax mono auf. Auf allen Wegstrecken kam es zu Abweichungen, was sich damit auch in der Anzahl der Korrekturen der Ankopplungsstelle (s.u.) widerspiegelte. Beim Transport mit der *Trage* kam es zu einem Verrutschen von bis zu 4,5 cm (in longitudinaler Richtung), während man bei allen anderen Geräten auf dieser Wegstrecke kein Verrutschen feststellte. Im Schnitt verschob sich der Stempel des animax mono longitudinal um 2,95 cm, jedoch stellten die übrigen Wegstrecken mit Werten von bis zu 1,6 cm kleinere Abweichungen (gegenüber der *Basisreanimation*) dar. Um bis zu 2,3 cm bzw. 1,7 cm verschob sich die Ankopplungsstelle bei AutoPulse und corpuls cpr. Auffällig war der Unterschied der drei Geräte gegenüber dem LUCAS 2: Ein longitudinales Verrutschen trat beim LUCAS 2 nur bei der *Basisreanimation* und der *RTW-Fahrt* auf und war mit maximal 0,5 cm auch deutlich geringer.

Die transversale Verschiebung der Ankopplungsstelle bzw. die Verdrehung des Thoraxkompressionsbandes beim AutoPulse („Load-Distributing-Band“) in der Frontalebene ist in Abbildung 25 dargestellt.

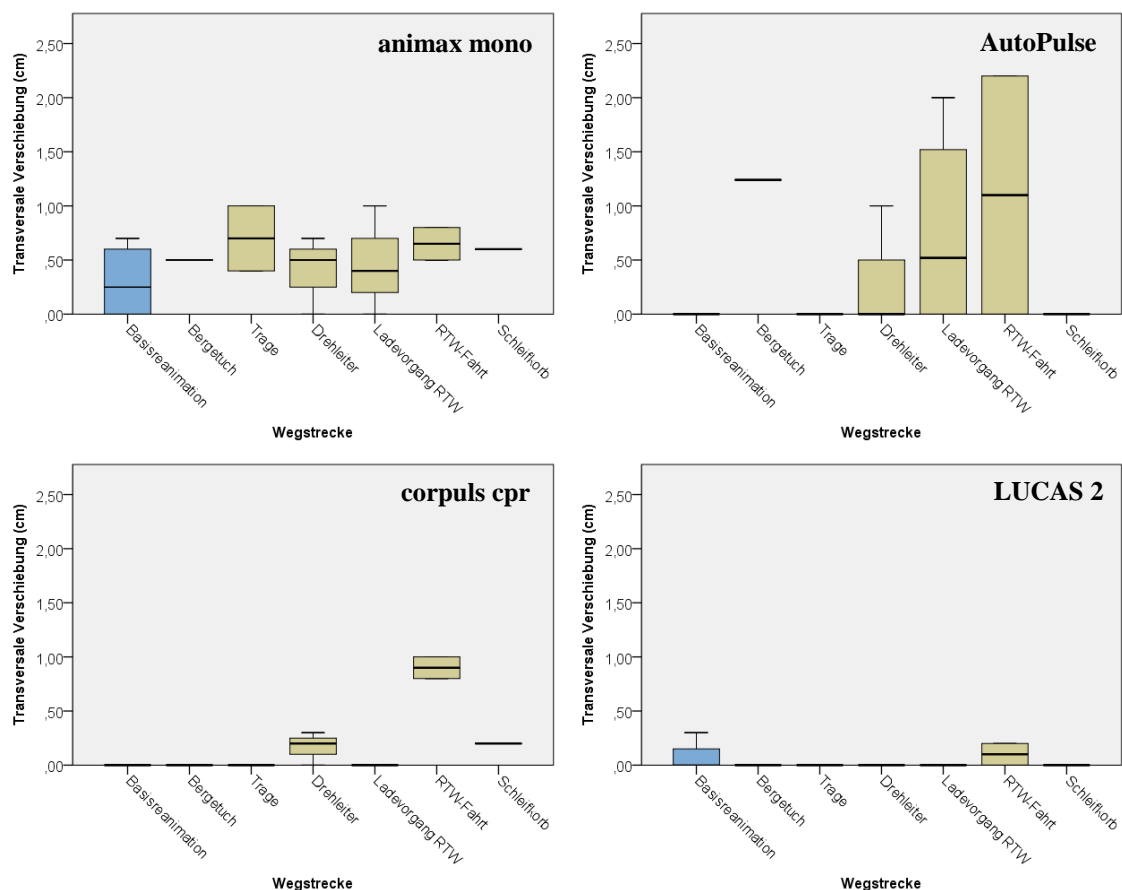


Abbildung 25: Transversale Verschiebung (cm) für jedes mCPR-Gerät, nach Wegstrecken getrennt

Was sich bereits in den Daten zur longitudinalen Verschiebung abzeichnete, bestätigte sich in den Ergebnissen zur transversalen Verschiebung. Beim animax mono waren sowohl bei der *Basisreanimation* als auch auf allen anderen Wegstrecken Abweichungen des Stempels von der Ausgangsposition festzustellen. Diese lagen allesamt zwischen 0 bis 1,0 cm. Der corpuls cpr mit Verschiebungen auf drei und der LUCAS 2 auf zwei Wegstrecken schienen hier für Transporteinflüsse weniger anfällig zu sein. Die Werte des AutoPulse unterlagen einer größeren Spannweite: Es kam auf vier der sechs Wegstrecken zu Verdrehungen von bis zu 2,2 cm, während bei der *Basisreanimation* keine transversale Abweichung gemessen wurde.

#### 4.2.1.3 Vergleich der Gerätestandfestigkeit (unabhängig der Wegstrecke)

Mögliche longitudinale bzw. transversale Verschiebungen der Ankopplungsstelle gegenüber der Ausgangsstelle bei Transport äußerten sich bei Vergleich der Gerätestandfestigkeiten in der Gesamtzahl der anschließenden Korrekturen. Hierbei ist jedoch sowohl für das oben festgestellte Verrutschen im transversalen als auch im longitudinalen Bereich hervorzuheben, dass es sich um keine gravierenden Abweichungen handelte (siehe Diskussion „5.3.2.1 Druckpunkt“) und der LUCAS 2 mit besonders wenigen Korrekturen auffiel (Tab. 3).

			Korrektur Ankopplungsstelle		Gesamt
			Nein	Ja	
Gerät	animax mono	Anzahl	3	15	18
		Erwartete Anzahl	9,5	8,5	18,0
		% innerhalb von Gerät	16,7%	83,3%	100,0%
	AutoPulse	Anzahl	10	8	18
		Erwartete Anzahl	9,5	8,5	18,0
		% innerhalb von Gerät	55,6%	44,4%	100,0%
	corpuls cpr	Anzahl	9	9	18
		Erwartete Anzahl	9,5	8,5	18,0
		% innerhalb von Gerät	50,0%	50,0%	100,0%
	LUCAS 2	Anzahl	16	2	18
		Erwartete Anzahl	9,5	8,5	18,0
		% innerhalb von Gerät	88,9%	11,1%	100,0%

Tabelle 3: Erwartete und beobachtete Häufigkeiten einer Korrektur der Ankopplungsstelle

In der paarweisen Analyse zeigten sich signifikante Unterschiede in der Anzahl der Korrekturen der Ankopplungsstelle: Sowohl der AutoPulse (Exakter Fisher-Test;

$p = 0,035$ ) als auch der LUCAS 2 (Exakter Fisher-Test;  $p < 0,001$ ) unterschieden sich signifikant vom animax mono in ihrer Transportstabilität. Der LUCAS 2 musste zudem gegenüber dem corpuls cpr (Exakter Fisher-Test;  $p = 0,027$ ) signifikant seltener korrigiert werden. Zwischen animax mono und corpuls cpr bzw. zwischen AutoPulse und corpuls cpr oder LUCAS 2 gab es keinen signifikanten Unterschied bezüglich der Korrektur-Häufigkeit der Ankopplungsstelle (Daten nicht gezeigt).

#### 4.2.2 Anteil der Kompressionen mit leitliniengerechter Drucktiefe

Die Anteile der Kompressionen mit leitliniengerechter Drucktiefe (in %) unter Transportbedingungen wurden dem Einsatz bei stationärem Betrieb (*Basisreanimation*) getrennt nach Gerät bzw. Wegstrecke gegenübergestellt (Abb. 26).

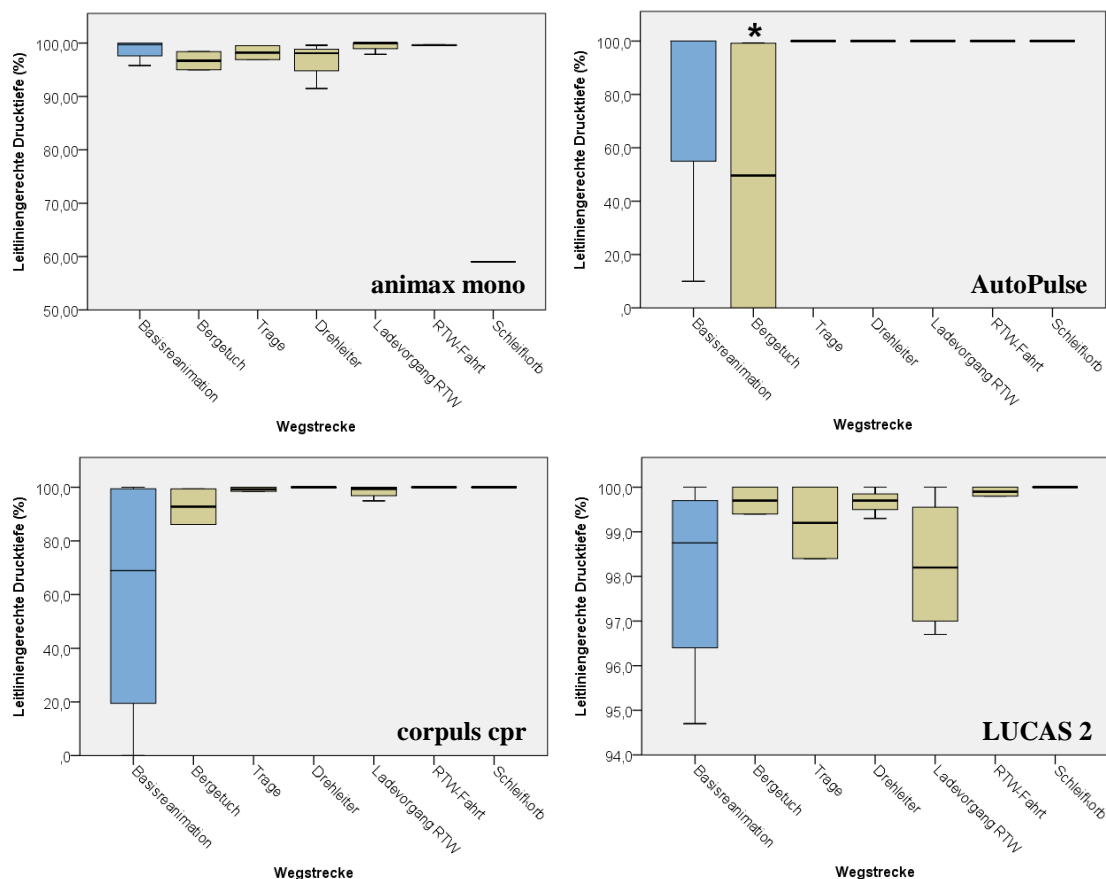


Abbildung 26: Anteil der Kompressionen mit leitliniengerechter Drucktiefe (%), nach Gerät / Wegstrecken getrennt  
(\*) Fehlerhafte Datenaufzeichnung im ersten Durchgang (- ungewollter Abbruch nach 20 Sekunden; eingeschränkte Aussagekraft)

Insgesamt lag die Kompressionsleistung für die mCPR-Geräte mit Werten von über 90 % auf den meisten Wegstrecken im sehr guten Bereich. Für animax mono und AutoPulse ergaben sich auf jeweils einer Wegstrecke auffällige Ausreißer:

Beim animax mono zeigte sich im Rahmen des *Schleifkorb*-Transportes, dass nur 59,0 % der Kompressionen eine leitliniengerechte Drucktiefe hatten, wohingegen auf den übrigen Abschnitten mindestens 91,5 % eine leitliniengerechte Drucktiefe besaßen (Abb. 26). In den Tabellen 4 und 5 wurden die Anteile der Kompressionen mit „nicht leitliniengerechter“ Drucktiefe genauer analysiert. So zeigt Tabelle 5, dass beim Einsatz des animax mono auf der *Schleifkorb*-Wegstrecke 40,1 % der Kompressionen zu tief waren (Verzicht auf Höhenretter führte allerdings bei dem mit Muskelkraft betriebenen Gerät zu einer geringeren absoluten Zahl an Kompressionen gegenüber den elektrisch betriebenen Geräten; siehe Diskussion „5.3.2.2 Anteil der Kompressionen mit leitliniengerechter Drucktiefe und absolute Drucktiefe“).

Gerät	Basisre-animation (n=4)	Bergetuch (n=2)	Trage (n=2)	Drehleiter (n=3)	Ladevorgang RTW (n=4)	RTW-Fahrt (n=2)	Schleif-korb (n=1)
<b>animax mono</b>	0,30 (IQR 3,30)	3,05	1,15	1,90	0,00 (IQR 1,58)	0,40	0,90
<b>AutoPulse</b>	0,00 (IQR 67,50)	50,40 (*)	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
<b>corpuls cpr</b>	31,10 (IQR 90,00)	7,25	0,75	0,00	0,60 (IQR 4,13)	0,00	0,00
<b>LUCAS 2</b>	0,30 (IQR 1,57)	0,30	0,55	0,00	1,80 (IQR 2,93)	0,1	0,00

Tabelle 4: Anteil zu flacher Kompressionen (%), nach mCPR-Gerät bzw. Wegstrecken getrennt;

(\*) Fehlerhafte Datenaufzeichnung im ersten Durchgang (- ungewollter Abbruch nach 20 Sekunden; eingeschränkte Aussagekraft)

Gerät	Basisre-animation (n=4)	Bergetuch (n=2)	Trage (n=2)	Drehleiter (n=3)	Ladevorgang RTW (n=4)	RTW-Fahrt (n=2)	Schleif-korb (n=1)
<b>animax mono</b>	0,00	0,25	0,65	0,00	0,00	0,00	40,10
<b>AutoPulse</b>	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
<b>corpuls cpr</b>	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
<b>LUCAS 2</b>	0,00 (IQR 3,97)	0,00	0,25	0,30	0,00	0,00	0,00

Tabelle 5: Anteil zu tiefer Kompressionen (%), nach Wegstrecken getrennt

Beim AutoPulse wich beim Transport mit dem *Bergetuch* die Kompressionsleistung im Vergleich zu den anderen Abschnitten deutlich ab (Median: 49,6 %). Der Transport mit

dem Bergetuch ließ sich jedoch nur eingeschränkt beurteilen, da eine Diskonnektion des Datenkabels zu einer Unterbrechung der Aufzeichnung führte ((\*) in Abb. 26 + Tab. 4).

Der Anteil der leitliniengerechten Drucktiefe beim *corpuls cpr* lag unter Transportbedingungen zwischen 86,1 % und 100 % (Median: 100 % (IQR: 1,5) und war damit tendenziell besser als während der *Basisreanimation* (Median: 68,9 % (IQR: 90)).

Über alle Wegstrecken gesehen, erreichte der LUCAS 2 die konstantesten und besten Ergebnisse: Bei der *Basisreanimation* erzielte er mit 94,7 % den niedrigsten Wert (Median: 98,8 % (IQR: 4,30)), schnitt damit jedoch wie beim *Ladevorgang RTW* (Median: 98,2 % (IQR: 2,93)) noch sehr gut ab. Auf den übrigen Abschnitten waren die Werte noch besser.

Auffällig war, dass bei allen elektrischen mCPR-Geräte (AutoPulse, *corpuls cpr* und LUCAS 2) während der *Basisreanimation* eine größere Streuung in der leitliniengerechten Drucktiefe festgestellt wurde. Mögliche Gründe sind in der Diskussion (siehe „5.3.2.2 Anteil der Kompressionen mit leitliniengerechter Drucktiefe“) genauer aufgeführt.

## 4.2.3 Weitere Qualitätskriterien einer hochwertigen Herzdruckmassage

## 4.2.3.1 Frequenz

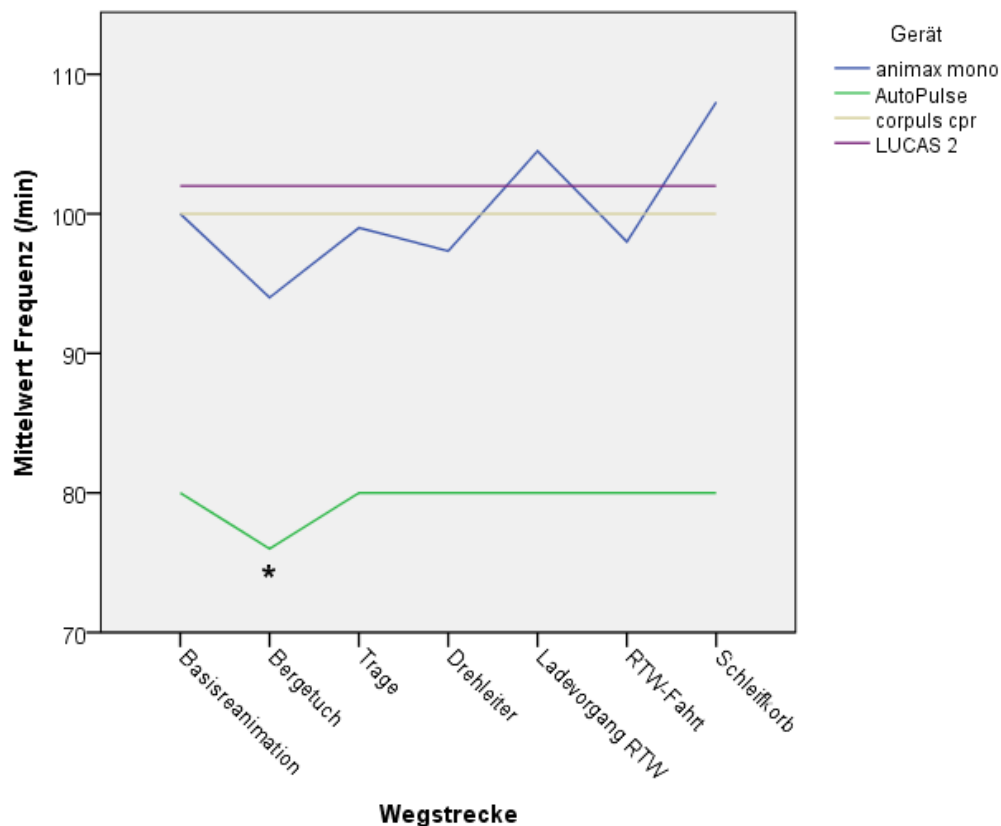


Abbildung 27: Mittelwerte der Frequenz (/min) der vier mCPR-Geräte auf den Wegstrecken

(\*) Fehlerhafte Datenaufzeichnung: Abbruch im ersten Durchgang nach 20 Sekunden; folglich eingeschränkte Aussagekraft

Die Frequenz der HDM war bei den elektrisch betriebenen mechanischen Reanimationshilfen, wie die Abbildung 27 zeigt, sehr konstant. Für den LUCAS 2 konnten die vom Hersteller angegebenen 102 Thoraxkompressionen pro Minute auf allen Wegstrecken ermittelt werden. Beim corpuls cpr, dessen Frequenz sich auf ganzzahlige Werte von 80 /min bis 120 /min einstellen ließ, wurde die voreingestellte Kompressionsrate von 100 /min erreicht. Mit 80 /min wies auch der AutoPulse als elektrisch betriebenes Gerät die vom Hersteller vorgegebene Frequenz konsequent auf (IQR: 0). Die Abweichung ((\*) in Abb. 27) beim Transport mit dem *Bergetuch* war auf die bereits oben erwähnte Fehlmessung im ersten Durchgang zurückzuführen. Die Kompressionsrate des muskelbetriebenen animax mono unterlag größeren Schwankungen (Median: 100 /min (IQR: 9)).

### 4.2.3.2 Drucktiefe

Die Drucktiefen der Kompressionen, getrennt nach Wegstrecken, sind in Abb. 28 dargestellt.

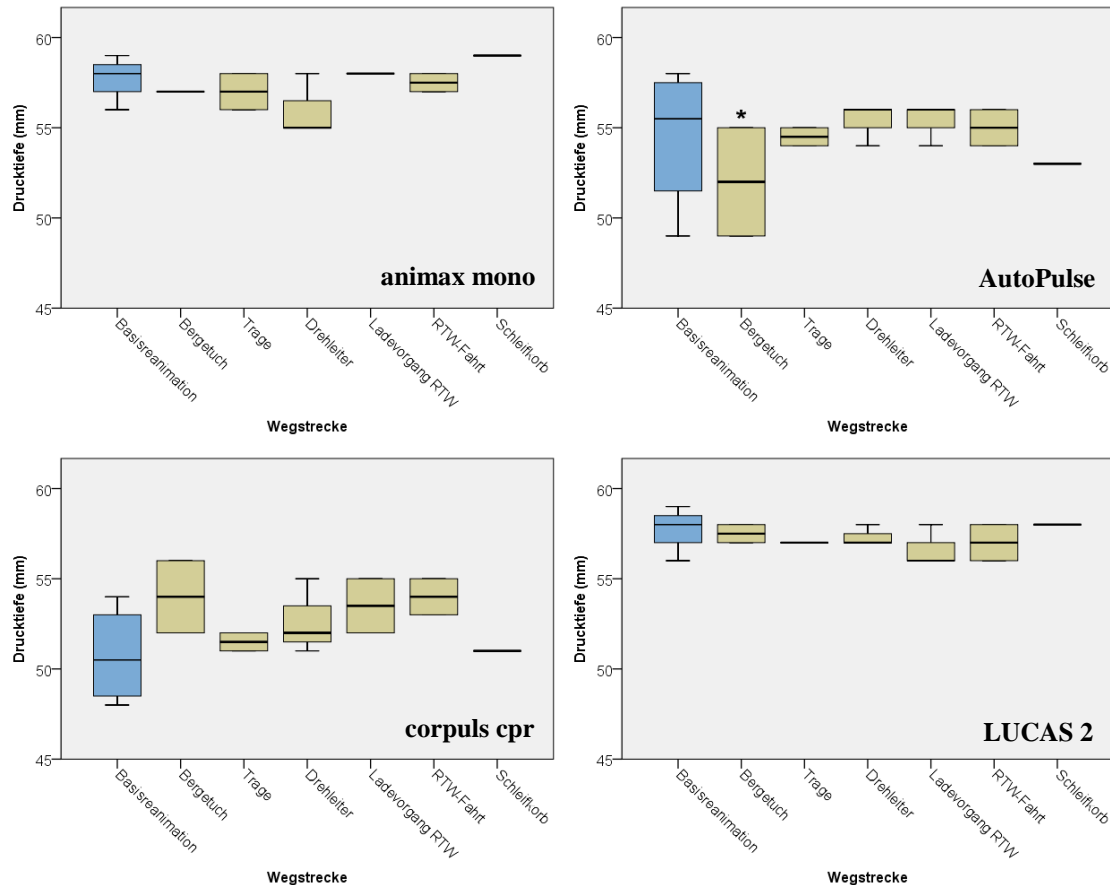


Abbildung 28: Drucktiefe (mm) der vier mCPR-Geräte auf den Wegstrecken

(\*) Fehlerhafte Datenaufzeichnung: Abbruch im ersten Durchgang nach 20 Sekunden; folglich eingeschränkte Aussagekraft

Die Mediane lagen alle im Bereich der ERC Leitlinien (50 - 60 mm) (4). Mit einer Drucktiefe von 58 mm (IQR: 1,0) über alle Wegstrecken zeigte der animax mono die tiefsten Kompressionen. Knapp dahinter folgte der LUCAS 2 mit 57 mm (IQR: 2,0), der AutoPulse mit 55 mm (IQR: 2,0) und der corpuls cpr mit 52 mm (IQR: 4,0).

### 4.2.3.3 Entlastung nach Kompression

Als ein weiteres Qualitätskriterium der hochwertigen HDM wurde die vollständige Entlastung des Thorax nach jeder Kompression untersucht. Die nachfolgende Tabelle 6 zeigt den prozentualen Anteil korrekter Entlastung bei Einsatz der mCPR-Geräte für die verschiedenen Wegstrecken (Mediane).



Gerät	Basis- reanimation (n=4)	Berge- tuch (n=2)	Trage (n=2)	Dreh- leiter (n=3)	Ladevor- gang RTW (n=4)	RTW- Fahrt (n=2)	Schleif- korb (n=1)	Gesamt (n=18)
animax mono	3,07 (IQR 6,27)	0,79	0,77	3,05	1,4 (IQR 11,31)	1,72	3,69	<b>2,20</b> (IQR 4,30)
AutoPulse	14,58 (IQR 76,11)	59,13	57,64	66,67	68,34 (IQR 85,13)	44,2	100,00	<b>55,45</b> (IQR 90,86)
corpuls cpr	12,84 (IQR 77,97)	13,44	4,20	3,33	2,36 (IQR 1,33)	1,08	1,23	<b>2,38</b> (IQR 2,25)
LUCAS 2	1,69 (IQR 3,81)	14,46	5,06	3,08	2,15 (IQR 7,56)	3,12	37,67	<b>2,62</b> (IQR 7,12)

Tabelle 6: Vollständige/korrekte Entlastung nach Kompression (%)

Das Ergebnis für den Parameter „Entlastung“ fiel für alle untersuchten Geräte überraschend schlecht aus. Die Analyse der Rohdaten erbrachte, dass die unzureichenden Dekompressionen immer wieder den Nullpunkt bei allen mCPR-Geräten auf der Kompressions-Kurve knapp nicht erreichten. Da das Problem bei allen Geräten auftrat, war man versucht, von einer mechanischen Ursache in der Messvorrichtung der Puppe auszugehen. Im Nachhinein führte man „Zusatzmessungen zur Bewertung der Messmechanik der Simulator-Puppe und möglicher Artefakte“ (siehe „4.4“) durch. Diese Messungen wurden dann mit den Ergebnissen unter „5.3.2.4 Entlastung nach Kompression“ diskutiert.

#### 4.2.3.4 Kompressions-Ventilations-Verhältnis

Das Kompressions-Ventilations-Verhältnis wurde auf seine Korrektheit von 30 Kompressionen und zwei Beatmungen („30:2“) untersucht. Mithilfe des Exakten Fisher-Tests wurden die verschiedenen Geräte paarweise auf signifikante Unterschiede untersucht. Im ersten Durchgang kam es beim *Bergetuch*-Transport mit dem AutoPulse zum Abbruch der Datenaufzeichnung. Dadurch verringerte sich n von 15 auf 14 für dieses Gerät (\*) in Tab. 7).

			„30:2“-Verhältnis		Gesamt
			Nicht OK	OK	
Gerät	animax mono	Anzahl	9	6	15
		Erwartete Anzahl	3,6	11,4	15,0
		% innerhalb von Gerät	60,0%	40,0%	100,0%
	AutoPulse	Anzahl	1	13	14(*)
		Erwartete Anzahl	3,3	10,7	14,0
		% innerhalb von Gerät	7,1%	92,9%	100,0%
	corpuls cpr	Anzahl	2	13	15
		Erwartete Anzahl	3,6	11,4	15,0
		% innerhalb von Gerät	13,3%	86,7%	100,0%
	LUCAS 2	Anzahl	2	13	15
		Erwartete Anzahl	3,6	11,4	15,0
		% innerhalb von Gerät	13,3%	86,7%	100,0%

Tabelle 7: Kompressions-Ventilations-Verhältnisse der einzelnen mCPR-Geräte

(\*) Abbruch der Datenaufzeichnung beim AutoPulse im ersten Durchgang: verminderte Fallzahl

Der animax mono unterschied sich hierbei signifikant von AutoPulse (Exakter Fisher-Test;  $p = 0,005$ ), corpuls cpr (Exakter Fisher-Test;  $p = 0,021$ ) und LUCAS 2 (Exakter Fisher-Test;  $p = 0,021$ ). Die anderen Geräte schnitten in den Vergleichen untereinander ähnlich ab (Daten nicht gezeigt).

### 4.3 Nebenfragestellung

#### 4.3.1 Lageveränderung des Tubus unter mCPR

Ein Verrutschen des Tubus oder ein Beatmen des Magens unter mCPR bei manueller Beutelbeatmung wurde auf keiner einzigen Wegstrecke registriert.

#### 4.3.2 Akkuwechsel

Der Akkuwechsel ließ sich bei *corpuls cpr* (13,2 Sekunden) und LUCAS 2 (9,7 Sekunden) schnell durchführen und erforderte keine erneute Justierung des Geräts. Im Gegensatz dazu waren beim AutoPulse eine Lockerung des „Load-Distributing-Bands“ und eine erneute Kalibrierung notwendig. Dieser Vorgang dauerte mit 27,5 Sekunden deutlich länger und erforderte sogar kurzfristig eine manuelle HDM, um die Zeit ohne Kompressionen zu verkürzen (Hands-off-Zeit).

#### 4.3.3 Bewertung der Geräte durch die Anwender

Die Probanden bewerteten mittels visueller Analogskala die Anwendung der mCPR-Geräte nach ihrer subjektiv empfundenen Zufriedenheit in vier Kategorien (1  $\triangleq$  absolut ungeeignet; 10  $\triangleq$  hervorragend geeignet). Drehleiter-Maschinisten (DL-Maschinisten), die nur am Drehleitereinsatz beteiligt waren, berücksichtigte man nur in der dazugehörigen Kategorie „Zufriedenheit beim Drehleitereinsatz“. Ebenso war eine Einschätzung der körperlichen Belastung auf der modifizierten BORG-Skala (CR-10-Skala; 0  $\triangleq$  keine Anstrengung/Atemnot; 10  $\triangleq$  maximale Anstrengung/Atemnot zwingt zum Abbruch) dem „eigentlichen Transportteam“ exklusive der Gruppe der DL-Maschinisten vorbehalten. Die Ergebnisse der Befragung sind in Tabelle 8 dargestellt.

Es zeigte sich beim Einsatz der elektrisch betriebenen mCPR-Geräte eine große Zufriedenheit unabhängig von der Kategorie. Der manuell betriebene animax mono erzielte schlechtere Werte, wohingegen aber die Anstrengung beim Transport auf der modifizierten BORG-Skala (CR-10-Skala) fast gleich beurteilt wurde.

	<b>Zufriedenheit beim Tragen</b> (ohne DL- Maschinisten)	<b>Zufriedenheit beim Be- und Entladen des RTWs</b> (ohne DL- Maschinisten)	<b>Zufriedenheit beim Drehleiter- einsatz</b> (alle)	<b>Zufriedenheit Gesamt</b> (ohne DL- Maschinisten)	<b>Körperliche Belastung</b> (BORG-Skala; ohne DL- Maschinisten)
<b>animax mono</b>	3,5 (IQR 4)	5,0 (IQR 4)	4,0 (IQR 8)	5,0 (IQR 5)	4,5 (IQR 3)
<b>AutoPulse</b>	9,0 (IQR 2)	9,0 (IQR 2)	10,0 (IQR 2)	9,0 (IQR 1)	4,0 (IQR 3)
<b>corpuls cpr</b>	9,5 (IQR 2)	9,0 (IQR 1)	9,0 (IQR 2)	9,0 (IQR 1)	4,0 (IQR 3)
<b>LUCAS 2</b>	9,0 (IQR 3)	10,0 (IQR 2)	10,0 (IQR 1)	9,5 (IQR 2)	4,0 (IQR 2)
<b>p-Wert</b>	0,001	0,002	0,010	0,001	0,754

Tabelle 8: Subjektive Zufriedenheit und körperliche Anstrengung (BORG-Skala) bei Verwendung der einzelnen mCPR-Geräte; p-Werte des Kruskal-Wallis-Tests für jede Kategorie

Mit Medianen von 4,0 bzw. 4,5 entsprach das körperliche Belastungsempfinden einer (deutlichen) Anstrengung, die *per definitionem* mit einer spürbaren, aber dennoch kontrollierbaren Atmung einherging (siehe Abbildung 22). Die Überprüfung der Ergebnisse ergab im Kruskal-Wallis-Test (*p*-Wert in Tab. 8) deutliche Unterschiede. Beim paarweisen Vergleich mittels Mann-Whitney-U-Test-Verfahren zeigte sich *post hoc* ein signifikant schlechteres Abschneiden des animax mono gegenüber den anderen drei mCPR-Geräten (siehe Tab. 9). AutoPulse, corpuls cpr und LUCAS 2 wichen in ihren Werten nicht signifikant voneinander ab (Daten nicht gezeigt).

<b>Gerät verglichen mit animax mono</b>	<b>Zufriedenheit beim Tragen</b> (ohne DL- Maschinisten)	<b>Zufriedenheit beim Be- und Entladen des RTWs</b> (ohne DL- Maschinisten)	<b>Zufriedenheit beim Drehleiter- einsatz</b> (alle)	<b>Zufriedenheit Gesamt</b> (ohne DL- Maschinisten)	<b>Körperliche Belastung</b> (BORG- Skala; ohne DL- Maschinisten)
<b>AutoPulse</b>	0,001	0,005	0,016	< 0,001	0,491
<b>corpuls cpr</b>	0,001	0,001	0,031	0,002	0,442
<b>LUCAS 2</b>	0,001	0,002	0,007	0,001	0,336

Tabelle 9: p-Werte des Mann-Whitney-U-Tests - animax mono im Vergleich mit den anderen drei mCPR-Geräten

#### 4.3.4 Qualitative Beschreibung festgestellter Probleme bei Transport

In Freitextantworten konnten die Anwender positive und negative Aspekte für jedes mCPR-Gerät notieren. Die Aussagen wurden nach inhaltlichem Zusammenhang gruppiert und erlauben so eine qualitative und semiquantitative Aussage. In Abbildung 29 sind die positiven und negativen Eindrücke der Probanden zum jeweiligen Gerät wiedergegeben.

##### animax mono

(n=11)

###### **Positiv:**

- einfache Handhabung (3)
- Unabhängigkeit vom Strom
- gute Kontrolle durch drehbaren Hebel
- wenig anstrengend
- gute Eignung innerklinisch (bzw. für First Responder) (3)

###### **Negativ:**

- fehlende Automatisierung (2)
- fehlender Taktgeber für 30:2 (2)
- Fixierung am Patienten schlecht
- Überkopfpumpen in DL nur für große Helfer gut machbar

##### AutoPulse

(n=11)

###### **Positiv:**

- geringe/flache Gerätehöhe (2)
- einfache Handhabung (2)
- zuverlässiger, autarker bzw. stabiler Betrieb (3)
- schnell anzulegen
- stört nicht beim Tragen

###### **Negativ:**

- sperrig, klobig, Gewicht und Breite
- Probleme mit Anlegen der Sicherungsgurte am Patienten
- Akkuwechsel dauert zu lang (2)
- komplizierte Anlage
- wenig intuitiv bzw. Display nicht ergonomisch (2)

##### corpuls cpr

(n=10)

###### **Positiv:**

- einfache Handhabung (4)
- mCPR-Gerät PLUS Spineboard (2)
- geringes Gewicht

###### **Negativ:**

- Probleme bei Fixierung am Spineboard (4)  
u.a. wegen Rea-Arm zwischen Arm und Körper d. Patienten (1)
- Komplexität des Gerätes
- Rea-Arm nur mit ausgewählten Spineboards kompatibel

##### LUCAS 2

(n=12)

###### **Positiv:**

- keine Probleme mit Fixierung
- schneller Akkuwechsel (2)
- einfache Handhabung (5)
- schnelle Einsetzbarkeit

###### **Negativ:**

- - Keine Nennungen -

Abbildung 29: Nach inhaltlichem Zusammenhang gruppierte positive und negative Freitextantworten bei der Anwendungsbeurteilung der mCPR-Geräte (in Klammern Häufigkeit der Nennung)

Auffällig war, dass der LUCAS 2 das einzige Gerät war, das keine einzige negative Nennung verzeichnen konnte. Dies bedeutet jedoch nicht, dass der LUCAS 2 frei von Makeln war. Eine genauere Analyse der festgestellten Probleme bei Transport findet sich in der Diskussion (siehe „5.3.3.4 Qualitative Beschreibung festgestellter Probleme beim Transport“).

#### 4.4 Zusatzmessungen zur Bewertung der Messmechanik der Simulator-Puppe und möglicher Artefakte

Dass eine zahlenbasierte Analyse der Entlastung nach Kompression nicht möglich war, zeigen die exemplarischen Screenshots von Log-Daten der vier mCPR-Geräte (Ausschnitte der *Basisreanimation*; Abb. 30). Auf allen ist die fehlende Entlastung zwischen den Kompressionen zu sehen (gestrichelter Pfeil). Erst nach Beatmung wurde die Nulllinie wieder erreicht (durchgängiger Pfeil).

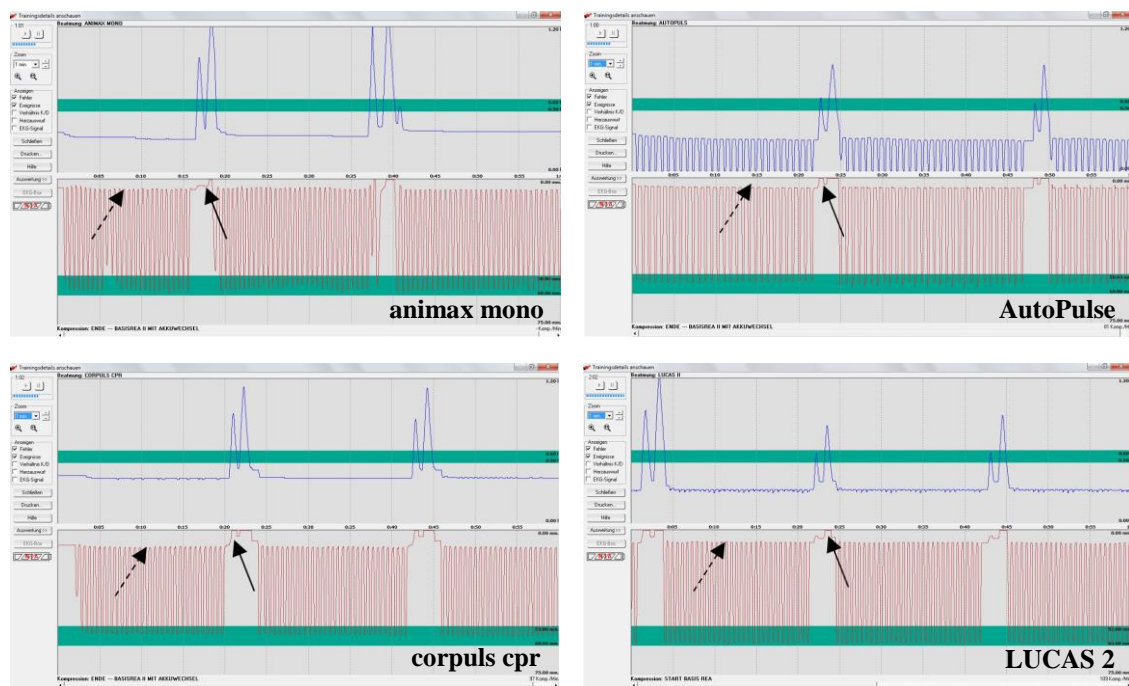


Abbildung 30: „Basisreanimation“ der vier mCPR-Geräte - Registrierungsproblem bei Entlastung des Brustkorbs:

- Fehlende Entlastung zwischen Kompressionen (gestrichelter Pfeil)
- Vollständige Entlastung erst durch Beatmung (durchgängiger Pfeil)

Als Ursache für diese „beatmungsabhängige“ Entlastung muss angenommen werden, dass die Messmechanik des Mannequins nicht wie vorgesehen funktionierte. Nachträglich durchgeführte Überprüfungen mit manueller HDM und Einsatz des LUCAS 2 bestätigten dies:

Die Abbildung 31 zeigt, dass bei regelhaft durchgeführter, manueller Reanimation mit aktivem Anheben des Handballens nach Kompression die Nulllinie nicht erreicht wurde. Dies gelang nur beim „Bouncen“ (komplettes Abheben der Hand zwischen Kompressionen), was nicht den gängigen Empfehlungen zur Durchführung der HDM entspricht.

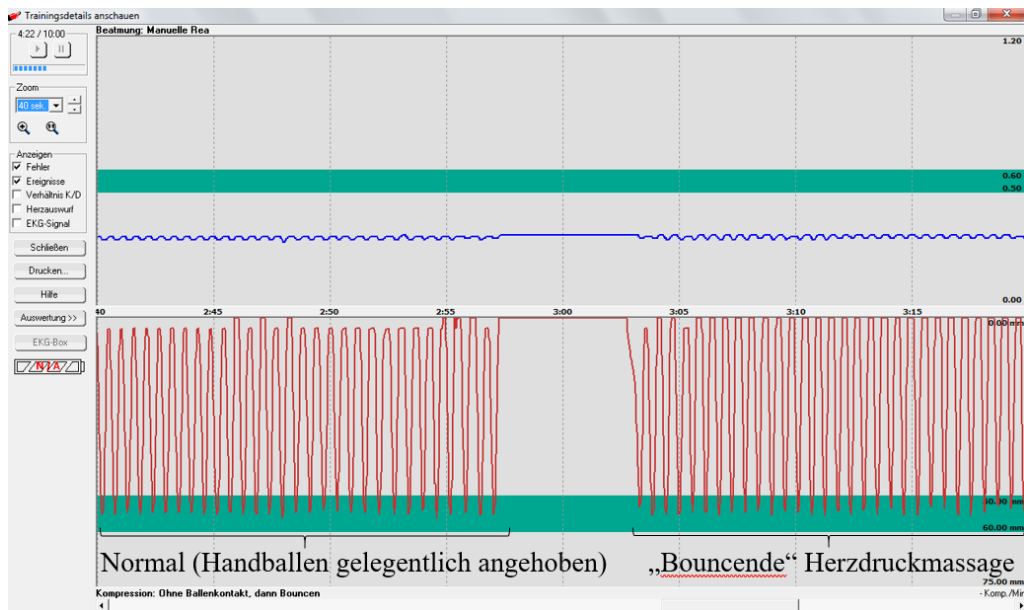


Abbildung 31: Unterschied zwischen normaler manueller und „bouncender“ Herzdruckmassage

Eine genauere Untersuchung bestätigte anschließend, dass alleine das Aufliegen der Hand zwischen bzw. nach den Kompressionen ausreichte, um eine vollständige Entlastung zu verhindern. Erst durch Beatmung oder das „Wegnehmen“ der locker aufgelegten Hand kam es zu einer kompletten Rückstellung der Feder (Abb. 32).

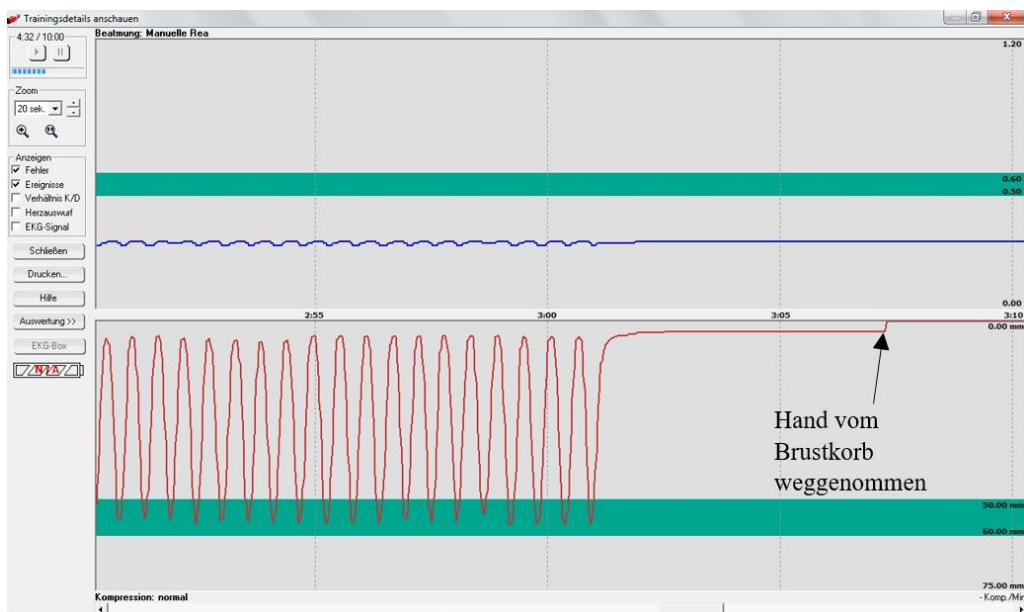


Abbildung 32: Hand nach manuellen Kompressionen locker auf Thorax „liegen gelassen“, dann „weggenommen“

Bei Einsatz des LUCAS 2 musste laut Hersteller für die gewünschte Drucktiefe zwischen zwei Kompressionen ein leichter Kontakt zwischen Stempel des mCPR-Geräts und Brustkorb herrschen. Dieser Kontakt reichte analog zur manuellen HDM aus, um eine unvollständige Entlastung nach Kompression zu bewirken (siehe Abb. 30: gestrichelter Pfeil). Zur Überprüfung dieser These wurde dem LUCAS 2 eine höhere

Ankopplungsstelle, bei der der Stempel einige Zentimeter nach jeder Kompression in der Luft schwebte, vorgetäuscht. Es kam wie erwartet zur vollständigen Entlastung, jedoch wurde die gewünschte Drucktiefe nicht mehr erreicht (Abb. 33).

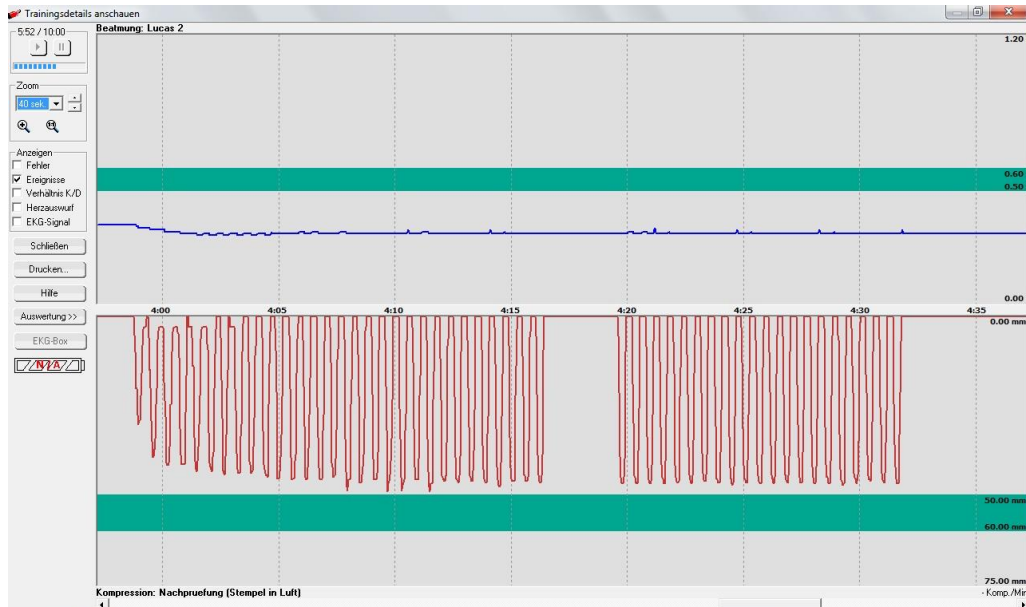


Abbildung 33: Drucktiefe des LUCAS 2 – Kein Kontakt von Thorax und Mannequin zwischen Kompressionen

Dass möglicherweise die Thoraxrigidität bzw. Haut des Ambu®-Man W (Wireless) einen Einfluss auf die Rückstellfeder hatte, zeigte sich zufällig beim „Abkoppeln“ des LUCAS 2 vom Thorax des Simulators: So stellte sich erst acht Sekunden nach Hochfahren des Stempels bzw. Saugnapfs ( $\hat{=}$  kein Kontakt zum Thorax) wieder eine vollständige Entlastung ein (Abb. 34) (siehe auch Diskussion „5.3.2.4 Entlastung nach Kompression“).

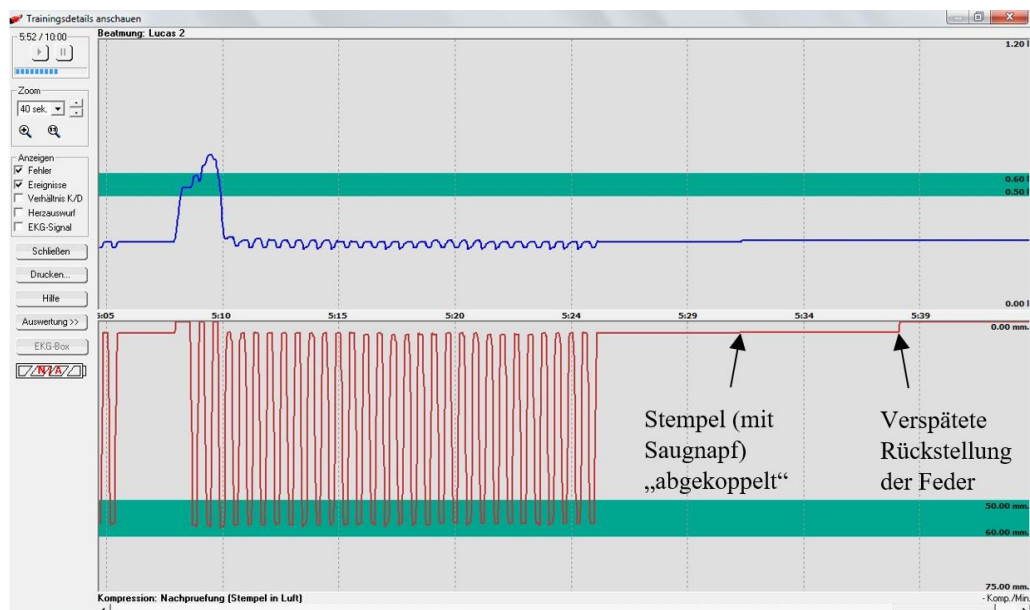


Abbildung 34: „Abkopplung“ des LUCAS 2 vom Thorax nach vorherigem Reanimationsbetrieb



## 5 Diskussion

### 5.1 Zusammenfassung der Ergebnisse

Im Rahmen des Praxistests wurden vier mechanische Reanimationshilfen (mCPR-Geräte) für ihren Einsatz im prähospitalen Patiententransport getestet. Ausgewertet wurden sowohl Parameter der Herzdruckmassage (HDM) als auch Anwenderzufriedenheit und Handhabung.

Bezüglich der Hauptfragestellung nach der Qualität der HDM unter Transportbedingungen lieferten alle mCPR-Geräte sehr gute Ergebnisse. Verschiebungen der Ankopplungsstelle wurden als „nicht gravierend“ eingestuft, da sie zu keinem falschen Druckpunkt führten und auf fast allen Wegstrecken der Anteil der Kompressionen mit leitliniengerechter Drucktiefe bei über 90% lag. Auffällig waren jedoch größere Druckpunktverschiebungen des mit Muskelkraft betriebenen animax mono gegenüber den elektrischen mCPR-Geräten. Dies spiegelte sich auch in der Anzahl der Korrekturen der Ankopplungsstelle wider. Durch den autonomen Betrieb der elektrischen mCPR-Geräte ließ sich, neben der konstanten Kompressionsrate, das Kompressions-Ventilations-Verhältnis von „30:2“ besser einhalten.

Bei der Untersuchung der Nebenfragestellungen wurden keine Veränderung der Tubustiefe und keine Magenbeatmungen registriert. Hingegen erschien der Akkuwechsel im laufenden Betrieb beim AutoPulse gegenüber den anderen beiden elektrisch betriebenen mCPR-Geräten komplizierter zu sein. Der manuell betriebene animax mono strengte die Anwender in der Bedienung kaum mehr an - auch wenn die Probanden mit den elektrisch betriebenen Geräten zufriedener waren.

## 5.2 Diskussion Material und Methoden

### 5.2.1 Verwendete mCPR-Geräte

Die Studie wurde mit vier verschiedenen mCPR-Geräten durchgeführt: animax mono (AAT Alber Antriebstechnik GmbH), AutoPulse Reanimationssystem Modell 100 (Zoll Medical Corporation), corpuls cpr (GS Elektronische Geräte G. Stemple GmbH) und LUCAS 2 (Physio-Control, Inc. / Jolife AB). Teilweise wurden diese Geräte oder deren Vorgänger auch schon in anderen Studien untersucht. Bei Fox et al. sowie Rubertsson et al. kam z.B. der LUCAS (Vorgänger des LUCAS 2) zum Einsatz (14, 24), während Gässler et al. animax mono, AutoPulse und LUCAS 2 testeten (26, 27). Zahlreiche Untersuchungen stellten den AutoPulse der manuellen HDM gegenüber - mit teils unterschiedlichen Ergebnissen (34-37). Da der corpuls cpr recht neu war und u.a. erst im Dezember 2015 eine Zulassung für den deutschen Markt erhielt, war die Studienlage zu diesem Gerät recht rar. Für den LUCAS 2 hingegen existierten bereits größere Studien (12, 14). Ziel war es, durch die Auswahl der mCPR-Geräte zum einen auf die Studienlage abgestimmte und weiterführende Ergebnisse zu liefern, und zum anderen, durch Auswahl verschiedener Konstruktions- und Antriebsformen die Vielfältigkeit der mCPR-Geräte einer an Transportbedingungen orientierten Studie zu unterziehen. Es erschien daher vertretbar, Geräte (z.B. Lifeline ARM), die in der Konstruktion vergleichbar zu den hier getesteten Geräten waren, nicht in den Praxistest einzubeziehen.

### 5.2.2 Mannequin (Simulator-Puppe) und Ausrüstung

Als Simulator wurde der Ambu® Man W (Wireless) der Firma Ambu GmbH genutzt. Da es sich hierbei jedoch nur um ein Modell handelte, lassen sich die erfassten Daten möglicherweise mess- und konstruktionsbedingt kaum oder höchstens eingeschränkt auf den Menschen übertragen. Das Mannequin war eigentlich für die Vermittlung und das Training von Reanimationstechniken, insbesondere einer hochqualitativen HDM, aber auch für das Fertigkeitstraining der Beatmung konstruiert. Die Messmechanik war ohne Zweifel robust gestaltet. Die Qualitätsindikatoren der qualitativ hochwertigen HDM konnten aus den Messungen leicht abgeleitet werden. Sie waren auch die Endpunkte für die Ausbildungszwecke, denen die Puppe eigentlich diente. Letztlich verfügte das Mannequin aber über keinen echten Blutkreislauf. Ob also die Verwendung der verschiedenen mCPR-Geräte unter Transport einen Einfluss auf die eigentlich relevante

Fragestellung, nämlich „Blutfluss in Koronargefäßen oder Gehirn“, gehabt hätte, konnte mit dem Versuchsaufbau nicht geklärt werden. Einzige Alternative könnten hier Großtiermodelle sein, die aber wiederum die Transportsituation nicht gut wiedergeben. Daher schien der gewählte Ansatz nicht nur praktikabel, sondern auch ein angemessenes Modell zu sein. Auch in anderen Studien wurden Reanimationspuppen der Firma Ambu GmbH eingesetzt, so verwendeten Fox et al. und Gässler et al. in ihrer Studie zur Untersuchung manueller gegenüber mechanischer Reanimation im RTW den Ambu®-M MegaCode (24, 27). Bereits früher kam bei Sunde et al. ein intubierter Ambu®-Man, bei Havel et al. ein Simulator der Firma Laerdal Medical zur Anwendung (25, 38).

Um möglichst reale Bedingungen zu schaffen, wurde im Test - ähnlich wie bei Sunde et al. (25) - die Puppe beschwert und über den gesamten Transport ein Defibrillator (LIFEPAK® 15, Firma: Physio-Control, Inc.) und eine Sauerstoff-Flasche mitgeführt. Beides war jedoch nicht angeschlossen oder wurde teilweise vom Rettungsteam auf einzelnen Transportabschnitten bewusst zurückgelassen. Dadurch war es leider nur eingeschränkt möglich, den Grad der Behinderung durch Kabel oder ähnliches zu beurteilen. Der Grund für das Zurücklassen war zumeist wohl die Absicht, die Arbeitslast zu verringern, sodass die subjektiv empfundene körperliche Anstrengung geringer ausfiel (siehe „5.3.3.3 Bewertung der Geräte durch die Anwender“). Ein Verzicht auf die Mitnahme der Geräte war durch das Protokoll nicht geregelt, wodurch keine weitere Dokumentation erfolgte. Auf die Leistung der mCPR-Geräte unter Transportbedingungen dürfte diese Vorgehensweise aber keinen Einfluss gehabt haben, sodass diesem Umstand keine weitere Bedeutung bezüglich der Hauptfragestellung und der Qualitätsbenchmarks der qualitativ hochwertigen HDM beizumessen war.

Durch die Konstruktion des Mannequins bzw. des AutoPulse bedingt, ergab sich eine mögliche Fehlerquelle beim Erfassen der semizirkulären Kompressionen. Die Messmechanik des Simulators war auf eine manuelle HDM ausgelegt, was damit eher der Bewegung von Stempelsystemen gleichkommt. Die semizirkuläre Reduktion des sagittalen Thoraxdurchmessers mittels LifeBand beim AutoPulse könnte unter Umständen somit nicht als vollständig registriert worden sein und zu einer unzureichenden Thoraxkompression geführt haben. Die Bedenken des Herstellers, der im Vorfeld bereits entsprechende Erfahrungen gesammelt hatte, erwiesen sich aber im Test als unbegründet (siehe „5.3.2.2 Anteil der Kompressionen mit leitliniengerechter Drucktiefe und absolute Drucktiefe“).

### 5.2.3 Teamzusammensetzung

Sowohl beim Transportteam des BRK als auch bei dem der BF München handelte es sich um geschultes medizinisches Personal im Rettungsdienst. Neben den qualifizierten Notärzten erhielten alle Teilnehmer zu Beginn eine Einführung zum Experiment und durch Firmenvertreter eine Einweisung in die Handhabung der mCPR-Geräte. Durch die realitätsnahe Teamzusammensetzung wurde versucht - wie auch in anderen Studien (24, 27) - verlässliche Ergebnisse zu erzielen.

### 5.2.4 Ablauf des Transports / Anzahl der Durchgänge

Während des Transports absolvierte das Rettungsteam mit dem Simulator eine vordefinierte Wegstrecke. Für die gesamte Zeit mussten die Beteiligten das Reanimationsprotokoll gemäß der ERC Leitlinien von 2015 befolgen (4, 15). Fast alle Wegstrecken wurden gemäß der „Basismaßnahmen zur Wiederbelebung Erwachsener“ mit einem Kompressions-Ventilations-Verhältnis von „30:2“ absolviert (4). Eine Ausnahme bildete die *RTW-Fahrt*, bei der gemäß der „Erweiterten Reanimationsmaßnahmen für Erwachsene“ bei intubiertem Mannequin durchgängig komprimiert und zehn Mal in der Minute beatmet wurde (15). Die Anforderung an das mCPR-Gerät, die zu dieser Vorgehensweise führte, war, dass das Rettungsteam das eingesetzte Gerät im präklinischen Transport auch während der *RTW-Fahrt* unter Alarmbedingungen ordnungsgemäß gesichert begleiten konnte. Das heißt, dass das Rettungsteam im Behandlungsraum sitzen konnte, angeschnallt war und die Hände frei hatte - ohne dass die Reanimation unterbrochen werden musste (Ausnahme: Bedienung des animax mono). Theoretische Überlegungen, ob hier auch Daten einer maschinellen Beatmung unter mCPR hätten erhoben und untersucht werden können, wurden zwar angestellt, jedoch war schon vor dem Test klar, dass das Mannequin kein physiologisches Lungenmodell besaß und das verwendete Standardbeatmungsgerät nicht über die Möglichkeiten verfügte, differenzierte Atemwegsdrücke unter mCPR zu messen.

Der zuvor festgelegte Zeitplan des Praxistests konnte leider nicht eingehalten werden. Die Einweisung durch die Hersteller (inklusive Testläufe) gestaltete sich länger als ursprünglich angenommen. Da ein weiterer Termin mit der großen Zahl Beteiligter auf absehbare Zeit nicht möglich war, führte dies zu Modifikationen im Studienablauf in dem der dritte Durchgang ersatzlos gestrichen und die Wegstrecke im zweiten Durchgang auf die relevanteren Abschnitte verkürzt wurde (siehe „5.2.5 Wegstrecke“).

### 5.2.5 Wegstrecke

Die gesamte Wegstrecke bestand aus zehn Einzelstrecken, womit eine große Breite an Transportbedingungen abgedeckt wurde. Neben den seltenen Fällen einer Rettung über *Drehleiter* bzw. *Schleifkorb* wurde beim Transport auf dem *Bergetuch* die Leistungsfähigkeit der mCPR-Geräte überprüft, wenn sich diese auf keiner festen Unterlage (wie z.B. einer *Trage*) befanden. Der Bergetucheinsatz mit AutoPulse erzielte schon in der Studie von Lyon et al. gute Ergebnisse und wurde als eine Möglichkeit für verbesserte Wiederbelebensmaßnahmen dargestellt (32).

Einige andere Studien analysierten bereits die Qualität der elektrischen HDM gegenüber der manuellen im Rahmen einer *RTW-Fahrt*. So untersuchten Fox et al. auf einer vorher festgelegten Strecke mit vorgegebenen Geschwindigkeitsintervallen von bis zu 120 km/h die Leistung des LUCAS (24). Ähnlich gingen Gässler et al. vor: Auf einer abgesperrten Strecke wurden animax mono, AutoPulse, LUCAS 2 sowie manuelle HDM einer Analyse unterzogen. Dabei fuhr man eine Strecke mit 70 bzw. 40 km/h, 10 Brems-/Ausweichmanövern und simulierte das Parken bei Erreichen des Krankenhauses (27). Über die *RTW-Fahrt* hinaus untersuchten Sunde et al. die Kompressionsqualität am Ereignisort, beim Gehen in der Horizontalen und auf der Treppe mit. Genaue Untersuchungen wie beispielweise das Be- bzw. Entladen des RTWs fanden allerdings nicht statt (25). Nachdem für die *RTW-Fahrt* und vereinzelt andere Wegstrecken Daten vorlagen, wurde im Praxistest zum einen die Situation beim Transport mit der beim stationären Betrieb (*Basisreanimation*) und nicht mit der bei manueller HDM verglichen und zum anderen das Transportspektrum durch unerforschte Streckenabschnitte wie z.B. „*Drehleiter*“ und „*Ladevorgang RTW*“ erweitert. Eine luftgebundene Rettung mit dem Hubschrauber wurde nicht berücksichtigt, jedoch stellten Putzer et al. und Gässler et al. hierzu Nachforschungen an (23, 26).

Bei der Durchführung des Praxistestes kam es neben dem Wegfall des dritten Durchganges aus Zeitgründen (s.o.) noch zu Modifizierungen des zweiten Durchlaufs: Statt am Ende der Wegstrecke 2 die Trage neben dem Schleifkorb abzusetzen, wurde diese direkt weiter bis zum Startpunkt der Wegstrecke 5 (= Beladen RTW) getragen, was einer Verlängerung der Wegstrecke 2 um wenige Meter in der Ebene gleichkam. Wegstrecke 3 (Fahrt mit dem *Schleifkorb* auf Balkon) und Wegstrecke 4 (*Drehleiterfahrt* von Balkon in den Hof) entfielen damit komplett, während die restlichen Transportstrecken unverändert blieben. Die *Basisreanimationen I + II* wurden im

zweiten Durchgang nur noch jeweils eine Minute durchgeführt; ein Akkuwechsel fand nicht mehr statt. Die beiden Durchgänge wurden gemäß der Randomisierung absolviert, und so konnten durch die Modifikation zumindest zwei der geplanten drei Durchgänge mit nur geringen Abstrichen innerhalb eines Tages absolviert werden.

#### 5.2.6 Datenerhebung

##### 5.2.6.1 Parameter zur Reanimation (Kompression/Beatmung)

Die Reanimationsrohdaten wurden mithilfe der vom Simulator-Hersteller ausgelieferten Software (Ambu CPR Software Version 3.1.1; Firma: Ambu GmbH) aufgezeichnet. Dies beinhaltete die Frequenz der HDM, Drucktiefe, Korrektheit des Druckpunkts und der Entlastung sowie die Beatmungsfrequenz und das Beatmungsvolumen. Nach dem Experiment wurden die Daten auf ihre Plausibilität überprüft. Von den Rohdaten ausgehend, wurden der Anteil der Kompressionen mit leitliniengerechter Drucktiefe, die Frequenz sowie das Kompressions-Ventilations-Verhältnis neu berechnet. Dieses Vorgehen ist analog zum Vorgehen in ähnlichen Studien, bei denen auch eine Simulator-Puppe zum Einsatz kam (24, 27, 38).

Verschiebungen der Ankopplungsstelle des mCPR-Gerätes am Mannequin erfasste man über die auf dem Brustkorb eingebrannte Skala, indem Abweichungen gegenüber der Ausgangsposition mittels Schublehre millimetergenau abgemessen wurden. Lageveränderungen des Tubus überprüfte man anhand der vorher angebrachten Markierung. Beides, sowie sonstige Auffälligkeiten, außerplanmäßige Unterbrechungen und Vorkommnisse, wurden vom Beobachter auf dem Dokumentationsbogen notiert. Auf die Erfassung weiterer Beatmungsdaten (außer: Kompressions-Ventilations-Verhältnis) wurde aus Vereinfachungsgründen und aufgrund der Studienausrichtung verzichtet (siehe „5.2.2 Mannequin (Simulator-Puppe) und Ausrüstung“ + „5.2.4 Ablauf des Transports / Anzahl der Durchgänge“). Das Hauptaugenmerk lag auf den die Kompression bzw. HDM betreffenden Parametern, weil diese durch das mCPR-Gerät bestimmt werden.

##### 5.2.6.2 Fragebögen (Teamqualifikation und Gerätebeurteilung)

Die Fragebögen wurden eigens für die Studie erstellt. Ziel des Fragebogens zur Teamqualifikation war es, die notfallmedizinische Ausbildung der Teilnehmer und ihre Berufserfahrung (auch mit mCPR-Geräten) anonym zu erfassen. Außerdem sollten alle

Beteiligten, das Transportteam und die DL-Maschinisten, die Anwendung des jeweiligen mCPR-Geräts nach jedem Durchgang beurteilen. Um vergleichbarere Daten zu erhalten, wurde für die „Zufriedenheit“ die visuelle Analogskala (1  $\triangleq$  absolut ungeeignet bis 10  $\triangleq$  hervorragend geeignet) benutzt. Zur Objektivierung der körperlichen Belastung wurde eine modifizierte BORG-Skala (CR-10-Skala) verwendet (33). Ähnlich ging man beispielsweise auch in der Untersuchung von Fox et al. vor, wo man die BORG-Skala (RPE-Skala; Werte: 6 - 20) nutzte und die Berufserfahrung der Studienteilnehmer erfragte (24).

## 5.3 Diskussion der Ergebnisse

### 5.3.1 Diskussion des Rettungsteams

Das Transportteam für Simulator und angekoppeltes mCPR-Gerät bestand aus speziell für medizinische Notfälle ausgebildeten Rettern. Neben der Lehrtätigkeit, die manche in diesem Bereich ausübten, verfügten die Teilnehmer über viel Berufserfahrung (13,2 Jahre ( $\pm 5,2$ )) und gaben an, im Schnitt 1,7 ( $\pm 1,2$ ) Reanimationen pro Monat mitzerleben. Durch die Auswahl erfahrener Helfer wurde, wie in anderen Studien auch, das Experiment möglichst realitätsnah durchgeführt. Bei Fox et al. hatten die Teilnehmer mit 13,5 Jahren eine ähnliche Berufserfahrung (24). Vorerfahrungen mit mCPR-Geräten waren im Praxistest hauptsächlich mit dem LUCAS 2 (92 %) vorhanden. Da jedoch für die korrekte Anbringung der mCPR-Geräte Firmenvertreter vor Ort zuständig waren und die Studienteilnehmer speziell einwiesen, wurde dies nicht als Vorteil gegenüber den anderen Geräten betrachtet. So erfolgte auch der Akkuwechsel der elektrisch betriebenen mCPR-Geräte unter Anleitung.

### 5.3.2 Diskussion der Hauptfragestellung

#### 5.3.2.1 Druckpunkt

Im Verlauf des gesamten Praxistests mit insgesamt 15.962 Kompressionen ergaben sich zwei falsche Druckpunkte, das entspricht 0,013 %. Diese traten innerhalb einer *corpuls cpr*-Messung direkt zu Beginn des *Bergetuch*-Transports auf (Abb. 35).

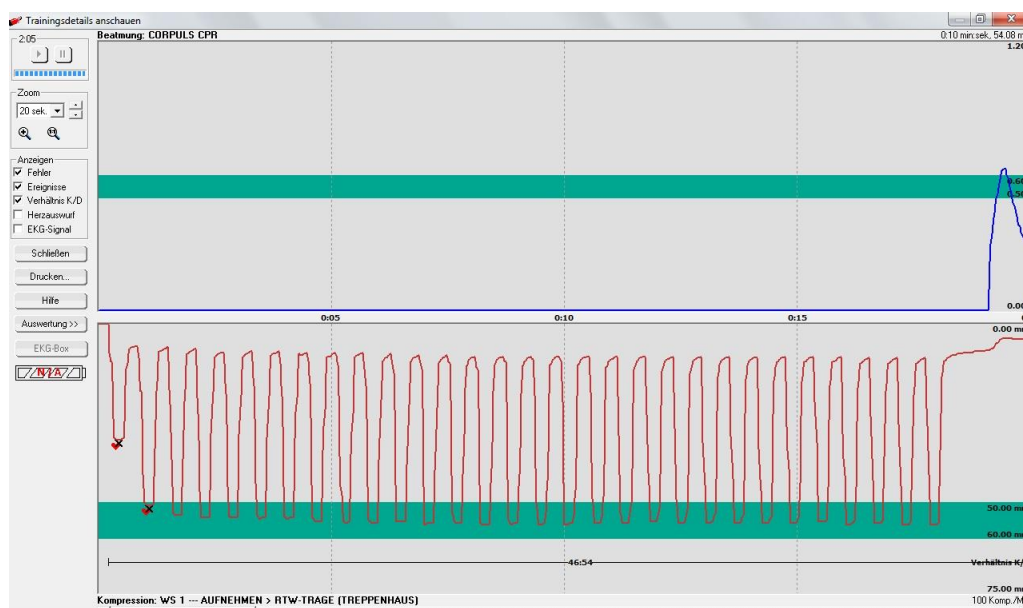


Abbildung 35: Falsche Druckpunkte zu Aufzeichnungsbeginn (*corpuls cpr* beim *Bergetuch*-Transport)



Da jedoch unmittelbar vor den zwei als „falsch“ registrierten Kompressionen die Ankopplungsstelle überprüft und für die nachfolgende Wegstrecke als korrekt befunden wurde, war von einer Fehlmessung auszugehen. Auch lag das longitudinale Verrutschen mit 0,5 cm unter dem Transport-Maximalwert von 1,7 cm bzw. unter dem des zweiten Durchgangs (1,5 cm). (Selbst größeren Verschiebungen führten zu keinem weiteren falschen Druckpunkt.) Transversal verschob sich das Gerät im Laufe des Praxistests um maximal 1,0 cm (*RTW-Fahrt*). Dieser Umstand war möglicherweise auf die gute Fixierung des Patienten mittels Spineboard zurückzuführen.

Bei der weiteren Analyse des Druckpunktes und dessen Verschiebungen fällt vor allem das Verrutschen des animax mono auf. Zwar registrierte man keinen falschen Druckpunkt, jedoch zeigten Abweichungen in longitudinaler Richtung eine mangelnde Fixierung am „Patienten“. Das Schräghalten der *Trage* und die durch die im Treppenhaus erschwerten Bedienungen auf den in alle Richtungen drehbaren Hebel entstandenen Scher- und Zugkräfte beeinflussten die Ankopplungsstelle des animax mono wohl so sehr, dass dies zum LängsVERRutschen um bis zu 4,5 cm führte. Da bei den anderen mCPR-Geräte auf diesem Streckenabschnitt keinerlei Abweichung feststellbar und generell weniger Korrekturen der Ankopplungsstelle nötig waren, ließ dies auf eine mögliche Unterlegenheit der Sicherung schließen. Die Fixierung des Patienten mittels „Load-Distributing-Band“ (AutoPulse), Spineboard (corpuls cpr) oder Stabilisierungsgurten (LUCAS 2) erschien hier besser, zumal der autonome Betrieb der elektrischen mCPR-Geräte diese weniger anfällig gegenüber externen Kräften machte. Das Portalgestell des mit Muskelkraft betriebenen animax mono schränkte die transversalen Verschiebungen auf maximal 1,0 cm (*Trage; Ladevorgang RTW*) ein.

Bei Einsatz des AutoPulse wurden longitudinale Abweichungen von bis zu 2,3 cm (*Ladevorgang RTW*) und Verdrehungen des Kompressionsbandes in der Frontalebene ( $\triangleq$  transversaler Verschiebung) von bis zu 2,2 cm (*RTW-Fahrt*) gemessen. Dies führte jedoch zu keinem falschen Druckpunkt und war aufgrund der semizirkulären Kompression als nicht relevant einzustufen. Dadurch, dass es statt eines Druckpunktes eher eine „Druckfläche“ gab, musste sich diese auch lediglich auf Brustkorbhöhe befinden, was bei einer maximalen Längsabweichung von 2,3 cm stets der Fall war.

Am wenigstens verschob sich der Druckpunkt beim LUCAS 2 - longitudinal um maximal 0,5 cm (*RTW-Fahrt*) und transversal um maximal 0,3 cm -, dessen Ankopplungsstelle auch am seltensten korrigiert wurde. Grund hierfür könnte der

Stabilisierungsgurt um den Nacken und die Gurtsicherung der Arme gewesen sein, die das Gerät direkt am Patienten dreipunkt-fixierten, während Spineboard (corpuls cpr) bzw. „Load-Distributing-Band“ (AutoPulse) den Patienten möglicherweise noch leicht verrutschen ließen und nur indirekt am mCPR-Gerät sicherten.

Verglichen mit der *Basisreanimation* zeigen sich bei allen mCPR-Geräten keine relevanten Unterschiede hinsichtlich der Verschiebung des Druckpunktes. Es kam beim Transport durch Abweichungen der Ankopplungsstelle zu keinen falschen Druckpunkten. Während des Praxistests wurde stets auf eine Sicherung des „Patienten“ auf der Trage geachtet, allerdings ließ man zusätzliche Vorsichtsmaßnahmen unberücksichtigt, um die Auswertung der Grunddaten nicht unnötig zu erschweren: So schrieb z.B. das Benutzerhandbuch des LUCAS 2 vor, die Kompressionen bei Umlagerung des Patienten zu pausieren (28). Auch sollte der AutoPulse nur unter ständiger Kontrolle und Sicherung eingesetzt werden (31). Trotz des Verzichts darauf ließen die guten Druckpunkt-Werte der mCPR-Geräte im Praxistest auf eine ausreichende Transport- und Arbeitsstabilität schließen.

Andere Studien untersuchten vor allem die mCPR während der RTW-Fahrt: So wurden z.B. in einer von Fox et al. durchgeführten Untersuchung zum LUCAS (auch) keine falschen Druckpunkte festgestellt (24). Ohne Berücksichtigung der Be- und Entladevorgänge des RTWs führten Gässler et al. einen Test mit drei mCPR-Geräten durch. Hierbei hatten 1,5 % ( $\pm 3,6$ ) der Kompressionen des animax mono einen falschen Druckpunkt, während AutoPulse und LUCAS 2 - wie in diesem Praxistest - fehlerfrei abschnitten (27). In einer Mannequin-Studie zur luftgestützten Rettung mit dem Hubschrauber stellten Putzer et al. fest, dass der Druckpunkt bei Einsatz des LUCAS häufiger korrekt war als bei manueller Reanimation (23). Dies zeigten auch Gässler et al. in ihrer Analyse zur Hubschrauberrettung, bei der unter Einbezug der Ladevorgänge der animax mono mit 2,7 % ( $\pm 3,4$ ), der AutoPulse mit 0,0 % und der LUCAS 2 mit 0,0 % ( $\pm 0,1$ ) weniger „Kompressionen mit falschem Druckpunkt“ aufwiesen als die manuelle HDM (2,9 % ( $\pm 5,8$ )) (26). Betont sei an dieser Stelle noch einmal, dass man in diesem Praxistest auf keiner Wegstrecke falsche Druckpunkte in relevanter Zahl registrierte - auch nicht auf den neu untersuchten Wegstrecken.

Insgesamt zeigte sich, dass die Druckpunkte der getesteten mCPR unter Transport - trotz der mehr oder weniger ausgeprägten Instabilität der verschiedenen Geräte - nur ein sehr geringes Risiko hatten, so zu verrutschen, dass es zum Verlust des korrekten

Druckpunktes gekommen wäre. Voraussetzung war jedoch, dass die Ankopplungsstelle regelmäßig auf ein mögliches Verrutschen überprüft und dieses ggf. korrigiert wurde. Hier liegt somit in der Realität eine besondere Verantwortung beim Rettungsteam, das diese Kontrollen und Korrekturen aufmerksam leisten muss.

#### 5.3.2.2 Anteil der Kompressionen mit leitliniengerechter Drucktiefe und absolute Drucktiefe

Für die vier mCPR-Geräte lag auf den meisten Wegstrecken der Anteil der Kompressionen mit leitliniengerechter Drucktiefe bei über 90 %. Erstaunlich war, dass die elektrisch betriebenen mCPR-Geräte beim Transport teils bessere Werte erreichten als bei der *Basisreanimation*. Auch wenn die Gründe hierfür unterschiedlich waren und die Drucktiefen schwankten, zeigte sich, dass der Transport jedenfalls zu keiner Verschlechterung führte und die Mediane in dem Bereich (50 - 60 mm) lagen, der von den ERC Leitlinien definiert wird (4).

Neben sonst guten Werten fiel beim manuell betriebenen animax mono mit 40,1 % der hohe Anteil an zu tiefen Kompressionen in der *Schleifkorb*-Phase auf (Abb. 36). Zwar fanden bei diesem Gerät aufgrund des Verzichts auf einen Höhenretter absolut gesehen auch weniger Kompressionen als bei den elektrisch betriebenen mCPR-Geräten statt (und fielen bei falscher Ausführung somit prozentual schwerer ins Gewicht), jedoch sollte eigentlich ein mechanischer Widerstand im Gerät zu tiefe Kompressionen verhindern. Ursache für diese Auffälligkeit konnten ein falscher Aufbau des Gerätes, Verschiebungen der Ankopplungsstelle oder andere Transporteinflüsse sein: Ersteres galt als unwahrscheinlich, da ein Firmenvertreter den Aufbau kontrollierte. Es wurden auch für das Gerät auf anderen Wegstrecken durchaus größere Verschiebungen der Ankopplungsstelle erfasst, sodass Transporteinflüsse, wie ein Wackeln des Gerätes oder kurzzeitiges Schrägstehen bei Bedienung, am ehesten als Ursache in Betracht kamen: Vor allem zu Beginn der Wegstrecke bei Umlagerung und Sicherung des Mannequins auf der Schleifkorbtrage registrierte man zahlreiche zu tiefe Kompressionen (Abb. 36).

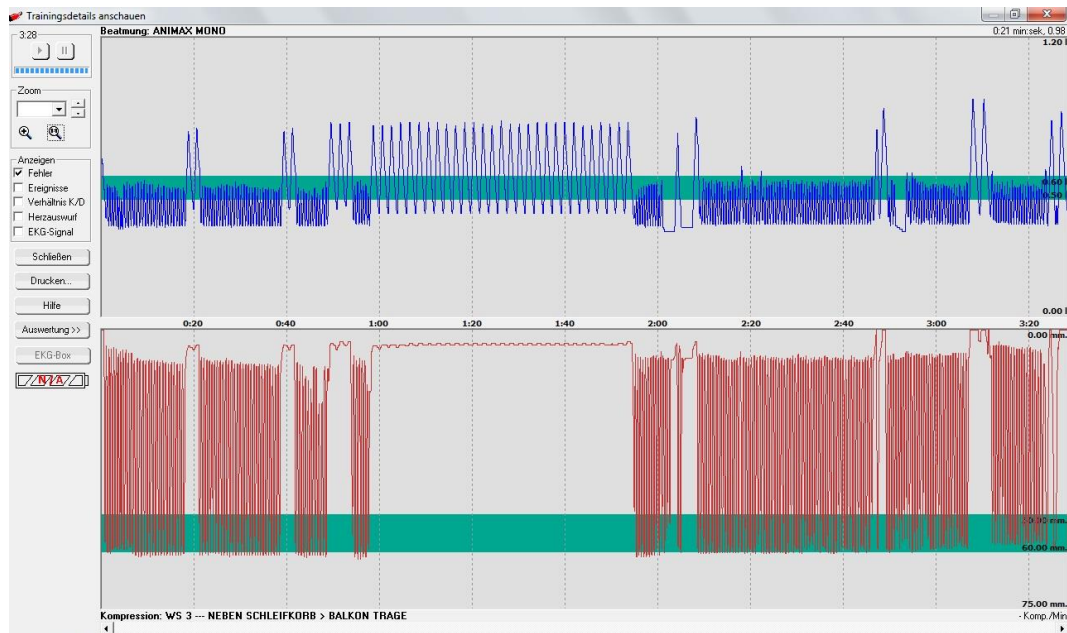


Abbildung 36: Zu tiefe Kompressionen des animax mono auf Wegstrecke 3 (Schleifkorb)

Da sich die Werte im Laufe der Messung und nach Ankunft auf dem Balkon wieder normalisierten und bei Umlagerung des Simulators auf eine RTW-Trage vermehrt leitliniengerechte Kompressionstiefen vorlagen, konnte von situativen Transporteinflüssen ausgegangen werden, ohne dass die konkreten Gründe im Nachhinein erkennbar wurden.

Bei den elektrisch betriebenen mCPR-Geräten durften bezüglich der besseren Werte beim Transport erneute Kalibrierungen im Experimentverlauf eine Rolle gespielt haben: Wurden die Kompressionen zur Kontrolle der Ankopplungsstelle zwischen den Wegstrecken pausiert, könnte dies zu einer besseren Anpassung an das Mannequin geführt haben. Im Laufe der Wegstrecke passte sich die Drucktiefe der Geräte somit immer mehr den Mannequin-Bedingungen an. Als weiterer Punkt ist aufzuführen, dass bei gleichzeitigem Starten von Kompression und Datenaufzeichnung bei allen drei elektrisch betriebenen mCPR-Geräten zu Beginn zwei zu flache Kompressionen beobachtet wurden. Diese dienten vermutlich der Kalibrierung des Gerätes und verminderten bei kurzen Wegstrecken mit entsprechend wenig Kompressionen den „Anteil der Kompressionen mit leitliniengerechter Drucktiefe“.

Die aufgrund des Konstruktionsaufbaus des AutoPulse vom Hersteller befürchtete systematisch zu geringe Drucktiefe ließ sich im Rahmen des Experiments nicht bestätigen. Auch wenn der Mechanismus des semizirkulären „Load-Distributing-Bands“ eine Reduktion des sagittalen Thoraxdurchmessers um 20 % erzielen sollte, erreichten

die Kompressionen - abgesehen von *Basisreanimation* und *Bergetuch* - zu 100 % eine leitliniengerechte Drucktiefe (31). Der Vertreter der Firma Zoll Medical Corporation äußerte nämlich Bedenken, dass der AutoPulse bei bestimmten Simulator-Puppen, die die Rigidität des menschlichen Thorax nur unzureichend abbilden und die semizirkuläre Kompression nur eingeschränkt erfassen, geringere Drucktiefen erreichen könnte als im Realeinsatz. Abhängig von Umfang, Höhe und Rigidität des Thorax würde das Gerät wohl Drucktiefen zwischen 32 - 80 mm erreichen. Im durchgeführten Praxistest betrug die durchschnittliche Drucktiefe mindestens 49 mm und maximal 58 mm (beide Male *Basisreanimation*). Beim *Bergetuch*-Transport brach die Datenaufzeichnung im ersten Durchgang nach rund 20 Sekunden ab, da es zu einer Diskonnektion des Datenkabels und in der Folge zu einer Fehlmessung kam (siehe (\*) in Abb. 28). Aufgrund der nur geringen Fallzahl von  $n = 2$  fiel dieser Messfehler besonders ins Gewicht (bis dahin durchschnittliche Drucktiefe 49 mm). Deutliche Abweichungen von der gewünschten Drucktiefe bei Einsatz des AutoPulse wie bei Gässler et al. (Simulator: Ambu Man MegaCode System Wireless; Firma: Ambu GmbH) mit 38,5 mm ( $\pm 3,6$ ) (RTW-Transport) und 24,2 mm ( $\pm 7,8$ ) (Hubschraubertransport) wurden im Praxistests nicht beobachtet (26, 27). Woraus sich diese Differenz der Studien ergibt, mag sich nicht abschließend klären lassen, jedoch könnte der Einsatz unterschiedlicher Simulator-Puppen eine mögliche Erklärung darstellen. Gleiches könnte auch beim animax mono im Hinblick auf die leitliniengerechte Drucktiefe eine Rolle gespielt haben. Diese waren ebenfalls im Praxistest deutlich besser als bei Gässler et. al. ((51,9 % ( $\pm 41,0$ ) (RTW-Transport); 38,9 % ( $\pm 39,0$ ) (Hubschraubertransport)) (26, 27).

Der Stempel des corpuls cpr orientierte sich laut Hersteller u.a. auch an der Elastizität des Thorax. Dies führte eventuell zu einer Mannequin-bedingten und nicht auf den Menschen übertragbaren falschen Drucktiefe des mCPR-Geräts (Minimum: 48 mm (*Basisreanimation*); Maximum: 56 mm (*Bergetuch*)). Eine mögliche Fehlerquelle könnte hier auch bei der Auswahl des Stempelaufsatzes gelegen haben. Es sind für dieses Gerät je nach Größe des Patienten zwei unterschiedliche Stempelaufsätze für den Reanimationsarm verfügbar, ein langer und ein kurzer. Entsprechend der Thoraxgröße des Patienten wurde einer der beiden Aufsätze eingesetzt. Bei Experimentdurchführung stand jedoch nur der kurze Stempelaufsatz zur Verfügung und könnte damit mitverantwortlich für die zu flachen Kompressionen ( $< 50$  mm) gewesen sein. Die *Basisreanimation* ausgenommen, erreichte der corpuls cpr aber beim „Anteil der Kompressionen mit leitliniengerechter Drucktiefe“ auf den restlichen Wegstrecken gute

Ergebnisse mit Werten von 86,1 bis 100 % (Median: 99,85 (IQR: 2,4)). Zum Zeitpunkt dieses Praxistests gab es aufgrund der recht neuen Marktzulassung keine Vergleichsdaten.

Die geringste Spannweite sowohl der Kompressionen mit leitliniengerechter Drucktiefe (in %; Minimum: 94,7 %; Maximum: 100 %) wie auch die der absoluten Drucktiefe (in mm; Minimum: 56 mm (*Ladevorgang RTW, RTW-Fahrt, Basisreanimation*); Maximum: 59 mm (*Basisreanimation*)) wies der LUCAS 2 auf. Stellt man diese guten Werte der Studie von Fox et al. gegenüber, zeigt sich, dass auch dort der LUCAS zuverlässig bei nahezu allen Kompressionen (99,96 %) die geforderte Drucktiefe während des RTW-Transports erreichte (24). In der Untersuchung von Gässler et al. zum RTW-Transport wies der LUCAS 2 jedoch keine einzige Kompression mit leitliniengerechter Drucktiefe auf. Als Begründung hierfür wurde der geringe Thoraxdurchmesser des Simulators angeführt (27). Mithilfe eines Brettes am Rücken des Mannequins vergrößerte man den Thoraxdurchmesser, was beim Einsatz des LUCAS 2 bessere Werte (76,6 % ( $\pm 35,3$ )) erbrachte - ein Umstand, der somit vermutlich keine klinische Relevanz besitzt (26). In der Bedienungsanleitung des LUCAS 2 findet sich dazu, dass das Gerät eine Drucktiefe von 53 mm ( $\pm 2$ ) erreicht, aber auch, dass sich diese bei einer Brustbeinhöhe von unter 185 mm auf bis zu 40 mm verringert (28).

Die erwähnten Studien sind ein Indiz dafür, dass man die Ergebnisse zum „Anteil der Kompressionen mit leitliniengerechter Drucktiefe“ und zur „Drucktiefe“ vorsichtig betrachten muss. Der in den Studien von Gässler et al. (26, 27) ausgewählte Simulator konnte die Dimensionen eines menschlichen Thorax nur unzureichend abbilden, wohingegen sich das im vorliegenden Praxistest eingesetzte Mannequin (Ambu® Man W (Wireless), Firma: Ambu GmbH) anscheinend besser eignete. Aufgrund dieses Umstandes lässt sich festhalten, dass Puppen bezüglich ihrer Thoraxrigidität und ihres Thoraxumfangs den menschlichen Körper bezüglich der Qualitätsbenchmarks „Anteil der Kompressionen mit leitliniengerechter Drucktiefe“ und „Drucktiefe“ nur bedingt ersetzen können.

#### 5.3.2.3 Frequenz und Kompressions-Ventilations-Verhältnis

Im Praxistest unterlag der animax mono im Vergleich mit den elektrisch betriebenen mCPR-Geräten Schwankungen in Frequenz und Kompressions-Ventilations-Verhältnis,

die wahrscheinlich auf die manuelle Bedienung des mCPR-Gerätes und die damit zusammenhängenden Transporteinflüsse zurückzuführen waren.

Da nicht abschließend geklärt war, wie sich eine asynchrone Beatmung unter mCPR, d.h. unter kontinuierlichen Kompressionen ohne Beatmungspausen, auf die Lunge bzw. Alveolen auswirken würde, hielt man bei der mCPR ein Kompressions-Ventilations-Verhältnis von „30:2“ ein. Man befürchtete, dass Druckspitzen die Alveolen in der Lunge bei nicht synchronisierter Beatmung schädigen würden. Fischer et al. raten in ihrem Artikel (bei Verwendung des AutoPulse) von einer asynchronen Beatmung aufgrund von Lungenverletzungen ab (29). Kill et al. untersuchten die maschinelle Beatmung bei Einsatz eines mCPR-Gerätes und erreichten für die Synchronisierung von Beatmung und Kompression sehr gute Werte (39). Da jedoch ohnehin die „Lunge“ des Mannequins nicht mit der eines Menschen vergleichbar ist, wurde im Praxistest auf die Auswertung beatmungsspezifischer Daten verzichtet und nur das an eine Empfehlung der ÄLRD Bayern angelehnte Kompressions-Ventilations-Verhältnis von 30 Kompressionen zu zwei Beatmungen untersucht (40, S. 4).

Der Versuch, das protokollgemäße Kompressions-Ventilations-Verhältnis von „30:2“ einzuhalten, offenbarte, dass beim animax mono mehr als die Hälfte aller Wegstrecken als „Nicht OK“ einzustufen waren. Damit unterschied sich dieses Gerät signifikant von den elektrisch automatisierten mCPR-Geräten, bei den dies nur ein- bzw. zwei Mal der Fall war. Die Messung der Kompressionsfrequenz ergab, dass die Spannweite des animax mono von 88 bis zu 112 Kompressionen/Minute reichte, jedoch mit einem Median von 100 /min (IQR 9) in dem von den ERC Leitlinien geforderten Bereich (100 - 120 /min) lag (4). Grund für diese Abweichungen bei beiden Qualitätskriterien ist die Anwenderabhängigkeit des manuell betriebenen mCPR-Gerätes, das durchgehend die volle Aufmerksamkeit des Helfers voraussetzt, wenn eine konstante Frequenz und die Einhaltung des Kompressions-Ventilations-Verhältnisses erreicht werden soll. Bei den autonom arbeitenden mCPR-Geräten hingegen werden entsprechende Anwenderinteraktionen wie Beatmungspausen mit einem akustischen und/oder optischen Signal angezeigt, so dass hier folglich nur Fehler bei der Applikation der Atemhübe auftreten können. Um das Einhalten der Kompressionsrate und das Zählen der Kompressionen zu erleichtern, nutzen einige Studienteilnehmer bei Einsatz des animax mono das Reanimationsmetronom des LIFEPAK® 15 (Firma: Physio-Control, Inc.). Diese Maßnahme war durch das Protokoll aber nicht vorgegeben, und man muss

annehmen, dass durch den Einsatz dieses Hilfsmittels die Streuung der Frequenz nicht noch größer und das Kompressions-Ventilations-Verhältnis nicht noch häufiger falsch gewesen wäre. Eine Teilnahme an der Teamkommunikation war für den Anwender wegen der manuellen Bedienung des animax mono somit nur eingeschränkt möglich.

Dass mCPR-Geräte generell ein besseres Einhalten des korrekten Kompressions-Ventilations-Verhältnisses ermöglichen, zeigten Sunde et al. - auch wenn die Unterschiede nicht signifikant waren - in ihrer Studie: Bei einer Fallzahl von  $n = 12$  erfüllten gut 75 % der mit einem mCPR-Gerät durchgeführten Zyklen am Ereignisort das damals geforderte Kompressions-Ventilations-Verhältnis. Beim Gehen sanken die Werte auf 46 % bzw. 33 % (Treppe) ab, während im RTW wieder 73 % der Zyklen regelgerecht waren. Für die manuelle CPR erreichte man 52 % am Ereignisort, 47 % beim Gehen, 40 % auf der Treppe und 41 % im RTW(25).

Bezüglich der Frequenz komprimierten im Praxistest die elektrisch betriebenen Geräte den Thorax auf allen Wegstrecken konstant und wie vom Hersteller vorgesehenen.

An dieser Stelle ist die Frequenz von 80 /min beim AutoPulse zu erwähnen. Entgegen der ERC Leitlinien liegt diese unterhalb des geforderten Bereichs (100 - 120 /min) (4), jedoch reichte diese nach Aussage des Herstellers aus, um bei diesem Konstruktionsprinzip eine gute Durchblutung zu gewährleisten. Studien zum Outcome bei Einsatz des AutoPulse zeigen mit sowohl besseren wie auch schlechteren und der manuellen HDM ähnlichen Ergebnissen aber eine heterogene Studienlage (34-37). Die vorprogrammierte Kompressionsrate von 80 /min war nicht anders einstellbar (31). Ein Abbruch der Datenaufzeichnung beim *Bergetuch*-Transport im ersten Durchgang führte zu einer Fehlmessung (siehe (\*) in Abb. 27). Bei  $n = 2$  resultierte hieraus eine eingeschränkte Aussagekraft für diese Wegstrecke. *corpuls cpr* und LUCAS 2 komprimierten über alle Wegstrecken hinweg mit der voreingestellten bzw. programmierten Frequenz von 100 bzw. 102 /min. Letzteres wurde in der Bedienungsanleitung auch so angegeben (28).

In vergleichbaren Untersuchungen, wie in der bereits oben erwähnten Analyse von Fox et al. zum RTW-Transport, zeigte sich, dass der LUCAS (Vorgänger des LUCAS 2) konstant eine Kompressionsrate von 100 Kompressionen/Minute erreichte (24). Zu ähnlichem Ergebnis kamen auch die zwei Studien von Gässler et al.: Für den RTW-Transport ermittelte man beim AutoPulse 80 /min und beim LUCAS 2



100 /min (27). Beim Hubschraubertransport ergaben sich Werte von 81,0 /min ( $\pm 1,1$ ) (AutoPulse) bzw. 101,8 /min ( $\pm 0,1$ ) (LUCAS 2) (26). Die Frequenz-Schwankungen bei Einsatz des animax mono wurden mit 115,8 /min ( $\pm 10,1$ ) (RTW-Transport) und 113,8 /min ( $\pm 9,1$ ) (Hubschraubertransport) ebenfalls ermittelt (26, 27), lagen jedoch auch im Mittel innerhalb der ERC Leitlinien (100 - 120 /min) (4).

Zusammenfassend lässt sich bezüglich des Qualitätskriteriums „Frequenz“ festhalten, dass alle mCPR-Geräte unter Transportbedingungen die erforderliche bzw. vorprogrammierte Kompressionsrate einhielten. Hinsichtlich eines korrekten „Kompressions-Ventilations-Verhältnisses“ erwies sich der autonome Betrieb elektrisch betriebener mCPR-Geräte als Vorteil. Bei manueller mCPR bot und bietet sich hingegen die Nutzung technischer Hilfsmittel an, um zum einen eine Frequenz von 100 bis 120 /min zu gewährleisten und um zum anderen den Wechsel zwischen Kompressions- und Beatmungsphasen durch Signale von außen zu erleichtern.

#### 5.3.2.4 Entlastung nach Kompression

Hinsichtlich der ungenügenden Entlastungswerte wurde, da das Problem bei allen Geräten auftrat, die Simulator-Puppe auf ihre Mechanik und die Registrierung des Entlastungsgrades überprüft.

Die Nachuntersuchungen (siehe „4.4 Zusatzmessungen zur Bewertung der Messmechanik der Simulator-Puppe und möglicher Artefakte“) zeigten, dass die Mechanik des Ambu®-Man W (Wireless) Ursache für die unvollständige Entlastung war. Diese entsprach nicht der natürlichen Elastizität des menschlichen Brustkorbs, weshalb das Qualitätskriterium der „vollständigen Entlastung nach Kompression“ von einer genaueren, zahlenbasierten Analyse ausgeschlossen wurde.

Schon ein minimales Zusatzgewicht über der Rückstellfeder auf der Plastikhaut des Simulators reichte aus, die Zurückstellung der Messmechanik in die Neutralstellung so zu beeinträchtigen, dass keine vollständige Entlastung registriert wurde. Es kann deshalb davon ausgegangen werden, dass die unzureichende Dekompression ein aus der Versuchsanordnung resultierendes Artefakt war und nicht Ausdruck einer unbefriedigenden Dekompression der mCPR-Geräte. - Betont sei an dieser Stelle, dass die Rückstellfeder alleinige Fehlerursache war und hierfür eine falsche Kalibrierung oder Veränderungen an der Feder durch langes Komprimieren in Betracht kamen.

Andere Qualitäten der HDM - außer der Drucktiefe - waren von dem Problem laut telefonischer Auskunft der Firma Ambu GmbH und nach Inaugenscheinnahme der Messmechanik ausdrücklich nicht betroffen und wurden unabhängig erfasst. Bei zukünftigen Praxistests sollte die Feder des Simulators einer möglichen Belastungsprüfung vor Studienbeginn unterzogen werden.

Die Entlastung zwischen den Kompressionen ist für die HDM-Qualität wichtig, da sich in dieser Phase der Ventrikel füllt und die Koronargefäße durchblutet werden. Eine unzureichende Dekompression ist gemäß der ERC Leitlinie ein Qualitätsmangel (4). Beim Menschen kann das Unterhautfettgewebe den minimalen Druck einer locker aufliegenden Hand bzw. eines dekomprimierten mCPR-Geräts vermutlich deutlich besser kompensieren. Zur Überprüfung dieser Annahme wären letztlich Studien nötig, die den Koronarfluss und die Ejektionsfraktion des Herzens messen. Eine unzureichende Entlastung würde nämlich aufgrund der eingeschränkten Füllungsphase zu einem verminderten Schlagvolumen und folglich zu einer schlechteren Koronardurchblutung führen (10, 11). Die in der Studie gewählte Messmethode schien nicht ausreichend präzise genug, um diese Fragestellung zu prüfen, letztlich wäre jedoch für die Messung der Koronarperfusion und der Auswurffraktion eine *in vivo*-Überprüfung nötig gewesen. Mit dem im Praxistest verwendeten Mannequin war dies ohnehin nicht möglich.

### 5.3.3 Diskussion der Nebenfragestellungen

#### 5.3.3.1 Lageveränderung des Tubus unter mCPR

Über das gesamte Experiment hinweg wurden keine Lageveränderung des Endotrachealtubus und keine Magenbeatmung registriert. Massive Zugkräfte auf den fixierten Tubus durch Transporteinflüsse konnten unter Verwendung einer rigiden Tubusfixierung somit verhindert werden. Möglicherweise stellte jedoch der Simulator aus Plastik/Gummi eine Limitierung dar, da dieser den menschlichen Körper nur eingeschränkt wiedergeben kann. Das Dislokationsrisiko bei Gummi (Tubus) auf Gummi (Simulator-Rachenschleimhaut) war mit den humanen Bedingungen einer Mund-/ Rachenschleimhaut kaum zu vergleichen.

Vergleichswerte lagen nicht vor, da man in den oben erwähnten RTW-Studien auf jegliche Erhebung von Beatmungsdaten verzichtete bzw. beim Hubschraubertransport keine Auswertung der endotrachealen Intubation stattfand (25-27).

#### 5.3.3.2 Akkuwechsel

Die Anforderung an den Akkuwechsel ist, dass die daraus resultierende Unterbrechung der mCPR nicht zu einer längeren Unterbrechung der HDM (hands-off-Zeit) führt. Gemäß den ERC Leitlinien aus dem Jahr 2015 gilt es, „qualitativ hochwertige Thoraxkompressionen mit adäquater Tiefe, Frequenz und minimalen Unterbrechungen zu gewährleisten, unabhängig davon, ob diese von einem Gerät oder einem Menschen durchgeführt werden“ (15, S. 807). Bereits ein Aussetzen der Thoraxkompressionen von über 5 bzw. 10 Sekunden geht nämlich mit einem Überlebensnachteil einher und ist daher zu vermeiden (15). Bei *corpuls cpr* (13,2 Sekunden) und *LUCAS 2* (9,7 Sekunden) ließ sich der Akku problemlos wechseln, wohingegen beim *AutoPulse* der Vorgang mit 27,5 Sekunden deutlich länger dauerte. Verantwortlich hierfür war eine immer nach dem Akkuwechsel notwendige Lockerung und erneute Kalibrierung des „Load-Distributing-Bands“. Auch wenn man in der Unterbrechung die HDM manuell fortsetzte und im Rahmen eines regelmäßigen Team-Trainings möglicherweise schnellere Wechsel- bzw. Anlagezeiten beim *AutoPulse* (32, 41) erreichen würde, stellte dieses technische „Hindernis“ einen klaren Nachteil gegenüber dem schnellen und einfachen Akkuwechsel der andern beiden mCPR-Geräten dar. Auch könnte die überbrückende manuelle HDM bei Transportsituationen eine geringere Qualität haben bzw. bei einem Wechsel im fahrenden RTW ein Sicherheitsrisiko für die Helfer darstellen. Die Unabhängigkeit von einer Stromquelle beim *animax mono* ist so gesehen ein unschlagbarer Vorteil.

Die Aussagekraft dieses Studienteils ist gering. Es gab lediglich einen Durchgang, und das Team war nur unzureichend im Akkuwechsel trainiert, der beim *AutoPulse* zumindest komplexer war als bei *LUCAS 2* oder *corpuls cpr*. Besseres Training hätte die Wechselzeit vermutlich reduziert. Einen Vor- oder Nachteil für oder gegen eines der mCPR-Geräte kann auf dieser Basis sicherlich nicht ausreichend belegt werden.

### 5.3.3.3 Bewertung der Geräte durch die Anwender

Die elektrisch betriebenen Geräte erreichten in allen Kategorien zur „Zufriedenheit“ Median-Werte von mindestens 9,0 (Skala bis 10  $\triangleq$  sehr zufrieden). Damit waren die Studienteilnehmer mit diesen signifikant zufriedener als mit dem animax mono, der mit Werten von 3,5 („Zufriedenheit beim Tragen“) bis 5,0 („Zufriedenheit beim Be- und Entladen des RTWs“ bzw. „Zufriedenheit Gesamt“) eher durchschnittlich beurteilt wurde. Zwar ließ sich aus diesem Ergebnis keine Aussage zur Leistung der mCPR-Geräte machen, jedoch kann man annehmen, dass ein Anwender lieber mit einem Gerät arbeitet, mit dem er gut zurechtkommt, als mit einem, das in seinen Augen ungeeignet ist.

Überraschend war das ähnlich gute Abschneiden aller mCPR-Geräte bei „körperlicher Belastung“, auch wenn an dieser Stelle zu erwähnen ist, dass das teilweise Zurücklassen von medizinischer Ausrüstung (LIFEPAK® 15, Firma: Physio-Control, Inc., und 2 Liter Sauerstoffflasche) beim Transport die körperliche Anstrengung durch das verminderte Gewicht verringert haben könnte. Der Hebel des animax mono minimierte die Arbeit so sehr, dass trotz der langen muskulären Bedienung kaum eine vermehrte körperliche Belastung (gegenüber den anderen Reanimationshilfen) festgestellt wurde. Abbildung 37 zeigt, wie der Helfer im RTW im Sitzen und mit wenig Kraftaufwand den animax mono bedienen konnte.



Abbildung 37: Bedienung des animax mono im RTW mit geringem Kraftaufwand

Insgesamt stuften die Teilnehmer den ganzen Transport auf der modifizierten BORG-Skala (CR-10-Skala) nur als „etwas/ziemlich anstrengend“ (Median: 4,0 bzw. 4,5) ein. In der Studie von Fox et al. beschrieb das Rettungsteam hingegen allein die

achtminütige manuelle HDM auf der BORG-Skala (RPE-Skala; Werte: 6 - 20) als „etwas anstrengend“ ( $\bar{x}$  13,6) (24), was zeigt, dass es jede getestete mechanische Reanimationshilfe erlaubte, einen Transport (auch außerhalb des RTW) ohne große körperliche Mehrbelastung unter Reanimation durchzuführen.

#### 5.3.3.4 Qualitative Beschreibung festgestellter Probleme beim Transport

Von allen Geräten wurde der LUCAS 2 am wenigsten kritisiert. Dies war jedoch nur eingeschränkt zu bewerten, da es sich hierbei um eine freiwillige und offene Beurteilung durch die Studienteilnehmer handelte. Das bedeutete nicht, dass das Gerät frei von Problemen war.

Die Unabhängigkeit von einem Akku brachte beim animax mono neben Lob auch viele Nachteile bei Bedienung und Transport mit sich. So musste der Anwender die Kompressionen selbst zählen und war damit von der Teamkommunikation größtenteils ausgeschlossen. Ein Taktgeber bzw. Zähler für Kompressionen könnte an dieser Stelle eine Verbesserung darstellen. Trotz des in alle Richtungen drehbaren Hebels erschwerten Transportbedingungen, wie ein enges Treppenhaus, dessen Erreichbarkeit und damit die HDM. Daraus entstehende Zugkräfte konnten den animax mono auch leichter verrutschen lassen (siehe „5.3.2.1 Druckpunkt“). Für die Rettung mittels Schleifkorbtrage hätte sogar, um die Reanimationsmaßnahmen bei Hochzug aufrecht zu erhalten, ein Höhenretter eingesetzt werden müssen. Dies war aufgrund des zusätzlichen Aufwands im Praxistest nicht möglich. Für Helfer mit geringer Körpergröße stellte sich die Bedienung des Hebels im Drehleiterkorb oder bei Einsatz des Tragegestells problematisch dar, da für diese ein nötiges vollständiges Zurückführen des Hebels eingeschränkt war (Abb. 38 + 39).



Abb. 38



Abb. 39

Abbildung 38: Bedienung des animax mono im DL-Korb für Helfer kleiner Körpergröße erschwert

Abbildung 39: Bedienung des animax mono für Helfer kleiner Körpergröße bei Befestigung der Trage am DL-Korb erschwert

Dieser Umstand könnte sich negativ auf die Entlastung nach Kompression auswirken, da diese der Bedienungsanleitung zufolge erst durch das komplette Zurückführen des Hebels in seine Ausgangsposition vollständig erreicht wird (30). Leider kann diese Annahme aufgrund der technischen Probleme mit der Rückstellfeder und den damit nicht verwertbaren Daten zur Dekompression auch nicht datenbasiert überprüft werden.

Der AutoPulse wurde mehrmals für seinen „flachen“ Aufbau gelobt. Kritik äußerten die Studienteilnehmer aber an der großen Rückenplatte, welche zu Behinderungen beim Ablegen auf der RTW-Trage führte. Das Thoraxkompressionsband machte zudem eine vollständige und regelgerechte Sicherung des Mannequins mit den Gurten der Trage unmöglich. Die Empfehlung des Herstellers, mit Kabelbindern eine Fixierung zu gewährleisten, stellte keine zufriedenstellende Alternative dar, während ein Sichern bei den anderen mCPR-Geräten mit allen Tragegurten machbar war.

Sehr unterschiedlich bewerteten die Studienteilnehmer beim corpuls cpr die mögliche Verbindung von Reanimationsarm mit Spineboard: Gelobt wurde die Immobilisation des „Patienten“, während der dafür nötige Aufwand kritisiert wurde. Neben dem Vorhalten des kompatiblen Spineboards auf den verschiedenen Fahrzeugen war die Sicherung auf dem Board mittels „Spinne“ zeitaufwendig und dürfte in einer Reanima-

tionssituation nur schwierig zu bewerkstelligen sein. Außerdem wurde der Arm des „Patienten“ durch die Sicherung gegen den Reanimationsarm gepresst, was eventuell zu Lagerungsschäden führen könnte (Abb. 40).



Abbildung 40: Linker Arm des Simulators zwischen Reanimationsarm und Trage möglicherweise eingeklemmt (Pfeil)

Sowohl bei AutoPulse als auch bei corpuls cpr erschienen Bedienung und Einstellmöglichkeiten via Display den Teilnehmern recht kompliziert – selbsterklärende und deutlich bezeichnete Knöpfe wären möglicherweise für diese Notfallsituation eine Verbesserung. Hier überzeugte der LUCAS 2 durch seine Einfachheit. Ein Teil der Probanden bewertete ihn als „leicht bedienbar“ und „schnell einsatzbereit“. Direkt negativ äußerte sich niemand zu diesem Gerät, jedoch fand der flachere Aufbau des AutoPulse gegenüber dem animax mono bzw. LUCAS 2 großes Lob. Dieser Vorteil hat sich schon in einer Studie zur Computertomographie und mCPR herausgestellt. So musste die Stempel-Einheit des LUCAS 2 bei Wirth et. al. aufgrund ihrer Höhe für die Dauer der Bildgebung abgebaut werden, da der Patient sonst nicht in der Gantry hätte untersucht werden können (42).

## 6 Zusammenfassung

Die manuelle HDM (Herzdruckmassage) und die mechanische Thoraxkompression durch Reanimationshilfen (mCPR-Geräte) werden hinsichtlich ihrer Leistung als gleichwertige Alternativen im Reanimationsfall betrachtet. Bestimmte Einsatzsituationen wie der Transport des Patienten in die Klinik oder die Erschöpfung des Rettungsteams können jedoch eine effektive manuelle HDM stark einschränken. Man nimmt an, dass mechanische Reanimationshilfen, sog. mCPR-Geräte, helfen können, diese Qualitätsmängel auf dem Transport zu beseitigen, da sie im Vergleich mit manueller Reanimation eine bessere Qualität der HDM gewährleisten und sie auch unter ungünstigen Bedingungen eine konstante Leistung versprechen. Darüber, ob mCPR-Geräte unter den Bedingungen eines prähospital durchgeführten Transports aber die gleiche Leistungsfähigkeit wie im stationären Betrieb zeigen, ist wenig bekannt. Von besonderem Interesse sind Transportsituationen, bei denen das mCPR-Gerät bewegt wird und sich nicht auf einem festen Untergrund befindet. Ziel der vorliegenden Studie war es, die verschiedenen auf dem Markt befindlichen mechanischen Reanimationshilfen im prähospitalen Patiententransport unter Reanimation zu untersuchen:

Hierzu wurden drei elektrisch betriebene mCPR-Geräte (AutoPulse, corpuls cpr und LUCAS 2) und ein muskelbetriebenes mCPR-Gerät (animax mono) ausgewählt und deren Handhabung an einem Reanimationssimulator (bleibeschwertes Mannequin (Ambu® Man W (Wireless); Firma: Ambu GmbH)) über eine vordefinierte Wegstrecke getestet. Neben den Transporteinflüssen von Rettungswagen- und Drehleiterfahrt wurden auch die Auswirkungen von Bergetuch, Trage und Schleifkorb auf die Qualität der HDM durch mCPR untersucht. Als Kontrolle diente eine Basisreanimation des jeweiligen Gerätes unter stationären Bedingungen. Zudem beurteilten die Teilnehmer nach jedem Durchgang, wie zufrieden sie mit dem mCPR-Gerät waren, und beschrieben festgestellte Probleme.

Die Verschiebungen der Ankopplungsstelle / des Druckpunktes beim Transport waren für den animax mono mit bis zu 4,5 cm (in longitudinaler Richtung) am größten. Zudem kam es bei diesem muskelbetriebenen Gerät häufiger zu einem Verrutschen des Stempels als bei den elektrisch betriebenen. Falsche Druckpunkte ergaben sich jedoch für keines der untersuchten mCPR-Geräte. Alle erreichten sowohl beim Anteil der Kompressionen mit leitliniengerechter Drucktiefe als auch bei den Qualitätskriterien für eine hochwertige HDM (Frequenz, Drucktiefe) gute Werte. Veränderungen der



Tubuslage bzw. Magenbeatmungen wurden nicht registriert, während das Kompressions-Ventilations-Verhältnis bei den elektrisch betriebenen Geräten deutlich besser eingehalten wurde als beim animax mono. Der Akku ließ sich bei corpuls cpr und LUCAS 2 schnell und problemlos wechseln, anders als beim AutoPulse, bei dem eine neue Kalibrierung des Geräts nötig war. Die mechanische Bedienung des animax mono führte kaum zu einer körperlichen Mehrbelastung gegenüber den elektrisch betriebenen Geräten (CR-10-Skala: Median von 4,5 gegenüber 4,0). Dennoch bewerteten die Teilnehmer den animax mono in der Zufriedenheit signifikant schlechter. Auf den unterschiedlichen Transportstrecken fiel auf, dass die Bedienung in bestimmten Transportsituationen (z.B. Hebel über Kopf bei geringerer Körpergröße / Transport mit Schleifkorb) erschwert oder nur eingeschränkt bis gar nicht möglich war.

Die Untersuchung war rein deskriptiv geplant. Aufgrund der geringen Fallzahl ist die Aussagekraft limitiert. Eine weitere Limitierung ist, dass das gewählte Mannequin keine Beurteilung des Blutflusses in Gehirn und Koronargefäßen erlaubt, so dass physiologische Größen für die Beurteilung der HDM-Qualität unter mCPR während des Transportes mit den verschiedenen Geräten letztlich nicht überprüfbar waren. Hier sind weitere Studien zu fordern. Weiter zeigte sich, dass Reanimations-Phantome, wie die hier verwendete Simulator-Puppe, möglicherweise einen Einfluss auf die Ergebnisse haben, weil ihre biomechanischen Eigenschaften den menschlichen Körper nur unzureichend abbilden und die eingebauten Messvorrichtungen zumindest für einen Teil der erhobenen Parameter nicht die gewünschte Präzision aufzeigen.

Insgesamt zeigten die untersuchten mCPR-Geräte eine gute bis sehr gute Leistung beim Transport von reanimationspflichtigen „Patienten“ über die Transportstrecke mit typischen Hindernissen wie Treppe, Drehleiter oder Ladevorgängen und Transport im RTW. Dabei fielen konstruktionsbedingte Unterschiede auf, was sich auch in der unterschiedlich guten Bewertung der mCPR-Geräte durch die Studienteilnehmer widerspiegelte. Die Verwendung eines rein muskulär betriebenen Gerätes (animax mono) bedeutete interessanterweise keine stärkere körperliche Belastung, jedoch war die Qualität der HDM vom Automatisierungsgrad abhängig. Die Standfestigkeit der Geräte variierte während des Transports, ohne dass sich (relevante) falsche Druckpunkte ergaben. Die Ergebnisse zeigen aber auch, wie wichtig es ist, die Standfestigkeit und die korrekte Ankopplung an den Patienten unter Transportbedingungen regelmäßig zu überprüfen.

## 7 Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
AG	Arbeitsgruppe
ÄLRD	Ärztlicher Leiter Rettungsdienst
AMV	Atemminutenvolumen
AUT	Österreich
BF	Berufsfeuerwehr
BRK	Bayerisches Rotes Kreuz
bzw.	beziehungsweise
ca.	circa
cm	Zentimeter
CPR	cardiopulmonary resuscitation ( <i>englisch</i> ; Herz-Lungen-Wiederbelebung)
DGHM	Deutsche Gesellschaft für Hygiene und Mikrobiologie
DL	Drehleiter
DL-Maschinisten	Drehleiter-Maschinisten
ERC	European Resuscitation Council
et al.	et alii (und andere)
evtl.	eventuell
FW	Feuerwache
g	Gramm
ggf.	gegebenenfalls
Inc.	Incorporated
incl.	inklusive
INM	Institut für Notfallmedizin und Medizinmanagement
IQR	Interquartilsabstand
kg	Kilogramm
LMU	Ludwig-Maximilians-Universität München
LUCAS	Lund University Cardiac Assist System
mAh	Milliamperestunde
max.	maximal
mCPR	mechanical cardiopulmonary resuscitation
min	Minute
mind.	mindestens

---

mm	Millimeter
mmHg	Millimeter-Quecksilbersäule
MPG	Medizinproduktegesetz
MwSt.	Mehrwertsteuer
Nr.	Nummer
P <sub>max</sub>	Maximaldruck
PCI	perkutane Koronarintervention
ROSC	return of spontaneous circulation ( <i>englisch</i> ; Wieder- eintritt eines Spontankreislaufs)
RTW	Rettungswagen
S.	Seite
s.o.	siehe oben
s.u.	siehe unten
Tab.	Tabelle
u.a.	unter anderem
V	Volt
Wh	Wattstunde
z.B.	zum Beispiel
zzgl.	zuzüglich
°C	Grad Celsius
%	Prozent
€	Euro

## 8 Literaturverzeichnis

1. Atwood C, Eisenberg MS, Herlitz J, Rea TD: Incidence of EMS-treated out-of-hospital cardiac arrest in Europe. *Resuscitation* 2005; 67: 75-80.
2. Martens E, Sinner MF, Siebermair J, et al.: Incidence of sudden cardiac death in Germany: results from an emergency medical service registry in Lower Saxony. *Europace* 2014; 16: 1752-8.
3. Neukamm J, Grasner JT, Schewe JC, et al.: The impact of response time reliability on CPR incidence and resuscitation success: a benchmark study from the German Resuscitation Registry. *Critical care (London, England)* 2011; 15: R282.
4. Perkins GD, Handley AJ, Koster RW, et al.: Basismaßnahmen zur Wiederbelebung Erwachsener und Verwendung automatisierter externer Defibrillatoren: Kapitel 2 der Leitlinien zur Reanimation 2015 des European Resuscitation Council. *Notfall + Rettungsmedizin* 2015; 18: 748-69.
5. Idris AH, Guffey D, Aufderheide TP, et al.: Relationship between chest compression rates and outcomes from cardiac arrest. *Circulation* 2012; 125: 3004-12.
6. Idris AH, Guffey D, Pepe PE, et al.: Chest compression rates and survival following out-of-hospital cardiac arrest. *Critical care medicine* 2015; 43: 840-8.
7. Vadeboncoeur T, Stolz U, Panchal A, et al.: Chest compression depth and survival in out-of-hospital cardiac arrest. *Resuscitation* 2014; 85: 182-8.
8. Christenson J, Andrusiek D, Everson-Stewart S, et al.: Chest compression fraction determines survival in patients with out-of-hospital ventricular fibrillation. *Circulation* 2009; 120: 1241-7.
9. Vaillancourt C, Everson-Stewart S, Christenson J, et al.: The impact of increased chest compression fraction on return of spontaneous circulation for out-of-hospital cardiac arrest patients not in ventricular fibrillation. *Resuscitation* 2011; 82: 1501-7.
10. Zuercher M, Hilwig RW, Ranger-Moore J, et al.: Leaning during chest compressions impairs cardiac output and left ventricular myocardial blood flow in piglet cardiac arrest. *Critical care medicine* 2010; 38: 1141-6.
11. Niles DE, Sutton RM, Nadkarni VM, et al.: Prevalence and hemodynamic effects of leaning during CPR. *Resuscitation* 2011; 82 Suppl 2: S23-6.
12. Perkins GD, Lall R, Quinn T, et al.: Mechanical versus manual chest compression for out-of-hospital cardiac arrest (PARAMEDIC): a pragmatic, cluster randomised controlled trial. *The Lancet* 2014.
13. Smekal D, Johansson J, Huzevka T, Rubertsson S: A pilot study of mechanical chest compressions with the LUCAS device in cardiopulmonary resuscitation. *Resuscitation* 2011; 82: 702-6.
14. Rubertsson S, Lindgren E, Smekal D, et al.: Mechanical chest compressions and simultaneous defibrillation vs conventional cardiopulmonary resuscitation in out-of-hospital cardiac arrest: the LINC randomized trial. *JAMA : the journal of the American Medical Association* 2013; 311: 53-61.
15. Soar J, Nolan JP, Böttiger BW, et al.: Erweiterte Reanimationsmaßnahmen für Erwachsene („adult advanced life support“): Kapitel 3 der Leitlinien zur Reanimation 2015 des European Resuscitation Council. 2015; 18: 770-832.

16. Arntz HR, Agrawal R, Richter H, et al.: Phased chest and abdominal compression-decompression versus conventional cardiopulmonary resuscitation in out-of-hospital cardiac arrest. *Circulation* 2001; 104: 768-72.
17. Friberg H, Rundgren M: Submersion, accidental hypothermia and cardiac arrest, mechanical chest compressions as a bridge to final treatment: a case report. *Scandinavian journal of trauma, resuscitation and emergency medicine* 2009; 17: 7.
18. Forti A, Zilio G, Zanatta P, et al.: Full recovery after prolonged cardiac arrest and resuscitation with mechanical chest compression device during helicopter transportation and percutaneous coronary intervention. *J Emerg Med* 2014; 47: 632-4.
19. Sugerman NT, Edelson DP, Leary M, et al.: Rescuer fatigue during actual in-hospital cardiopulmonary resuscitation with audiovisual feedback: a prospective multicenter study. *Resuscitation* 2009; 80: 981-4.
20. Odegaard S, Olasveengen T, Steen PA, Kramer-Johansen J: The effect of transport on quality of cardiopulmonary resuscitation in out-of-hospital cardiac arrest. *Resuscitation* 2009; 80: 843-8.
21. Olasveengen TM, Wik L, Steen PA: Quality of cardiopulmonary resuscitation before and during transport in out-of-hospital cardiac arrest. *Resuscitation* 2008; 76: 185-90.
22. Slattery DE, Silver A: The hazards of providing care in emergency vehicles: an opportunity for reform. *Prehospital emergency care : official journal of the National Association of EMS Physicians and the National Association of State EMS Directors* 2009; 13: 388-97.
23. Putzer G, Braun P, Zimmermann A, et al.: LUCAS compared to manual cardiopulmonary resuscitation is more effective during helicopter rescue-a prospective, randomized, cross-over manikin study. *The American journal of emergency medicine* 2013; 31: 384-9.
24. Fox J, Fiechter R, Gerstl P, et al.: Mechanical versus manual chest compression CPR under ground ambulance transport conditions. *Acute cardiac care* 2013; 15: 1-6.
25. Sunde K, Wik L, Steen PA: Quality of mechanical, manual standard and active compression-decompression CPR on the arrest site and during transport in a manikin model. *Resuscitation* 1997; 34: 235-42.
26. Gaessler H, Kummerle S, Ventzke MM, Lampl L, Helm M: Mechanical chest compression: an alternative in helicopter emergency medical services? *Internal and emergency medicine* 2015; 10: 715-20.
27. Gaessler H, Ventzke MM, Lampl L, Helm M: Transport with ongoing resuscitation: a comparison between manual and mechanical compression. *Emergency medicine journal : EMJ* 2013; 30: 589-92.
28. LUCAS™2 - Thoraxkompressions-System Bedienungsanleitung (Physio-Control) [http://www.physio-control.com/uploadedFiles/countries/Germany/Germany\\_100666-02\\_Rev\\_B\\_LUCAS2\\_IFU.pdf](http://www.physio-control.com/uploadedFiles/countries/Germany/Germany_100666-02_Rev_B_LUCAS2_IFU.pdf) (last accessed on 28.06. 2016).
29. Fischer M, Breil M, Ihli M, Messelken M, Rauch S, Schewe JC: Mechanische Reanimationshilfen. *Der Anaesthetist* 2014; 63: 186-97.
30. animax-mono Bedienungsanleitung (AAT Alber Antriebstechnik GmbH) <http://www.aat-online.de/de/index.php?section=downloads&download=699> (last accessed on 07.11. 2016).

31. AutoPulse® Reanimationssystem Modell 100 Bedienerhandbuch (Zoll Medical Corporation) <http://www.zoll.com/WorkArea/DownloadAsset.aspx?id=21386> (last accessed on 28.06. 2016).
32. Lyon RM, Crawford A, Crookston C, Short S, Clegg GR: The combined use of mechanical CPR and a carry sheet to maintain quality resuscitation in out-of-hospital cardiac arrest patients during extrication and transport. *Resuscitation* 2015; 93: 102-6.
33. Borg G: Anstrengungsempfinden und körperliche Aktivität. *Deutsches Ärzteblatt* 2004; 101: 1016-21.
34. Ong MEH, Fook-Chong S, Annathurai A, et al.: Improved neurologically intact survival with the use of an automated, load-distributing band chest compression device for cardiac arrest presenting to the emergency department. *Critical care (London, England)* 2012; 16: R144.
35. Ong MEH, Ornato JP, Edwards DP, et al.: Use of an automated, load-distributing band chest compression device for out-of-hospital cardiac arrest resuscitation. *JAMA : the journal of the American Medical Association* 2006; 295: 2629-37.
36. Hallstrom A, Rea TD, Sayre MR, et al.: Manual chest compression vs use of an automated chest compression device during resuscitation following out-of-hospital cardiac arrest: a randomized trial. *JAMA : the journal of the American Medical Association* 2006; 295: 2620-8.
37. Wik L, Olsen JA, Persse D, et al.: Manual vs. integrated automatic load-distributing band CPR with equal survival after out of hospital cardiac arrest. The randomized CIRC trial. *Resuscitation* 2014.
38. Havel C, Schreiber W, Riedmuller E, et al.: Quality of closed chest compression in ambulance vehicles, flying helicopters and at the scene. *Resuscitation* 2007; 73: 264-70.
39. Kill C, Hahn O, Dietz F, et al.: Mechanical ventilation during cardiopulmonary resuscitation with intermittent positive-pressure ventilation, bilevel ventilation, or chest compression synchronized ventilation in a pig model. *Critical care medicine* 2014; 42: e89-95.
40. AG Medizintechnische Ausstattung der ÄLRD Bayern: Mechanische Reanimationshilfe. Empfehlung des ÄLRD-Ausschusses Bayern an die Durchführenden und an die Kostenträger [http://www.aelrd-bayern.de/images/stories/pdf/Empfehlung\\_mCPR.pdf](http://www.aelrd-bayern.de/images/stories/pdf/Empfehlung_mCPR.pdf) (last accessed on 18.03. 2017).
41. Ong MEH, Quah JL, Annathurai A, et al.: Improving the quality of cardiopulmonary resuscitation by training dedicated cardiac arrest teams incorporating a mechanical load-distributing device at the emergency department. *Resuscitation* 2012; 84: 508-14.
42. Wirth S, Korner M, Treitl M, et al.: Computed tomography during cardiopulmonary resuscitation using automated chest compression devices--an initial study. *Eur Radiol* 2009; 19: 1857-66.

## 9 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Eingebrannte Skala auf der Haut des Simulators .....	12
Abbildung 2: LUCAS 2 für mechanische Reanimation; Motion Pad auf Hüfthöhe des Simulators für Datenaufzeichnung angebracht (Probeaufbau).....	13
Abbildung 3: Bereitschaftsraum mit Tür zum Balkon; Basisreanimation - Simulator auf Bergetuch auf dem Boden .....	15
Abbildung 4: Transport mit Bergetuch, schematisch (aus (32)) .....	16
Abbildung 5: Transport aus Bereitschaftsraum (hinter Brandschutztür rechts) über Flur ins Treppenhaus.....	16
Abbildung 6: Transport mit dem Bergetuch durchs Treppenhaus abwärts bis zur RTW-Trage.....	16
Abbildung 7: Transport mit dem Bergetuch durchs Treppenhaus abwärts .....	16
Abbildung 8: Transport mit der Trage durch die Kellertür in den Hof (mCPR-Gerät: animax mono).....	17
Abbildung 9: Hof der Feuerwache; Transport mit Schleifkorb auf Balkon im 2. Stock (direkt über der Fahrzeughalle) .....	17
Abbildung 10: Balkon; Umlagerung von Schleifkorb auf RTW-Trage .....	17
Abbildung 11: DL-Transport mit Simulator in den Hof; Montieren der Trage am DL-Korb (mCPR-Gerät: AutoPulse).....	18
Abbildung 12: DL-Fahrt vom Balkon in den Hof (mCPR-Gerät: AutoPulse).....	18
Abbildung 13: Schieben der Trage von Drehleiterkorb zum RTW (mCPR-Gerät: animax mono).....	18
Abbildung 14: Einladen in den RTW (mCPR-Gerät: animax mono; Moment der Hebelübergabe).....	18
Abbildung 15: Fahrstrecke des RTWs (Aufzeichnung mit Handy-App runtastic (runtastic GmbH, Pasching bei Linz/AUT).....	19
Abbildung 16: RTW-Fahrt mit LUCAS 2 - Helfer angegurtet (beidseits der Trage); Beatmung mittels MEDUMAT .....	19

Abbildung 17: RTW-Fahrt mit animax mono - Bedienung angegurtet möglich; Beatmung mittels MEDUMAT .....	19
Abbildung 18: Entladen des RTWs und Schieben der Trage bis zum DL-Korb (mCPR-Gerät: corpuls cpr) .....	20
Abbildung 19: Beladen der DL (Transport auf den Balkon; mCPR-Gerät: corpuls cpr) .....	20
Abbildung 20: Beutelbeatmung der DL-Korbbesatzung (mCPR-Gerät: corpuls cpr) ...	20
Abbildung 21: Markierung für Tubustiefe (Pfeil) .....	23
Abbildung 22: Modifizierte BORG-Skala (CR-10-Skala) für subjektiv empfundene Belastung – Abbildung aufgerufen unter <a href="http://www.atemmuskelttraining.com/de/patienten/stenoseatmung/borg-skala;">http://www.atemmuskelttraining.com/de/patienten/stenoseatmung/borg-skala;</a> Oliver Göhl, Schillerstr. 33, 69257 Wiesenbach, Aufruf am: 07.09.2015 .....	25
Abbildung 23: Einsatzerfahrung mit mCPR-Geräten im präklinischen Bereich .....	29
Abbildung 24: Longitudinale Verschiebung (cm) für jedes mCPR-Gerät, nach Wegstrecken getrennt .....	31
Abbildung 25: Transversale Verschiebung (cm) für jedes mCPR-Gerät, nach Wegstrecken getrennt .....	32
Abbildung 26: Anteil der Kompressionen mit leitliniengerechter Drucktiefe (%), nach Gerät / Wegstrecken getrennt .....	34
Abbildung 27: Mittelwerte der Frequenz (/min) der vier mCPR-Geräte auf den Wegstrecken .....	37
Abbildung 28: Drucktiefe (mm) der vier mCPR-Geräte auf den Wegstrecken .....	38
Abbildung 29: Nach inhaltlichem Zusammenhang gruppierte positive und negative Freitextantworten bei der Anwendungsbeurteilung der mCPR-Geräte (in Klammern Häufigkeit der Nennung) .....	43
Abbildung 30: „Basisreanimation“ der vier mCPR-Geräte - Registrierungsproblem bei Entlastung des Brustkorbs: .....	44
Abbildung 31: Unterschied zwischen normaler manueller und „bouncender“ Herzdruckmassage .....	45
Abbildung 32: Hand nach manuellen Kompressionen locker auf Thorax „liegen gelassen“, dann „weggenommen“ .....	45



Abbildung 33: Drucktiefe des LUCAS 2 – Kein Kontakt von Thorax und Mannequin zwischen Kompressionen .....	46
Abbildung 34: „Abkopplung“ des LUCAS 2 vom Thorax nach vorherigem Reanimationsbetrieb .....	46
Abbildung 35: Falsche Druckpunkte zu Aufzeichnungsbeginn (corpuls cpr beim Bergetuch-Transport).....	54
Abbildung 36: Zu tiefe Kompressionen des animax mono auf Wegstrecke 3 (Schleifkorb).....	58
Abbildung 37: Bedienung des animax mono im RTW mit geringem Kraftaufwand.....	66
Abbildung 38: Bedienung des animax mono im DL-Korb für Helfer kleiner Körpergröße erschwert .....	68
Abbildung 39: Bedienung des animax mono für Helfer kleiner Körpergröße bei Befestigung der Trage am DL-Korb erschwert .....	68
Abbildung 40: Linker Arm des Simulators zwischen Reanimationsarm und Trage möglicherweise eingeklemmt (Pfeil).....	69

**10 Tabellenverzeichnis**

Tabelle 1: Überblick über die im Praxistest eingesetzten mCPR-Geräte .....	11
Tabelle 2: Zusammenfassung der Wegstrecken .....	26
Tabelle 3: Erwartete und beobachtete Häufigkeiten einer Korrektur der Ankopplungsstelle .....	33
Tabelle 4: Anteil zu flacher Kompressionen (%), nach mCPR-Gerät bzw. Wegstrecken getrennt; .....	35
Tabelle 5: Anteil zu tiefer Kompressionen (%), nach Wegstrecken getrennt .....	35
Tabelle 6: Vollständige/korrekte Entlastung nach Kompression (%) .....	39
Tabelle 7: Kompressions-Ventilations-Verhältnisse der einzelnen mCPR-Geräte .....	40
Tabelle 8: Subjektive Zufriedenheit und körperliche Anstrengung (BORG-Skala) bei Verwendung der einzelnen mCPR-Geräte; p-Werte des Kurskal-Wallis-Tests für jede Kategorie .....	42
Tabelle 9: p-Werte des Mann-Whitney-U-Tests - animax mono im Vergleich mit den anderen drei mCPR-Geräten.....	42

## 11 Anhang

### 11.1 RTW-Handzettel

#### RTW – Fahrt: Handzettel





- Verlassen Betriebshof FW6 (- rechts abbiegen)
  - Bassermannstraße (- 2. rechts abbiegen)
  - Keyserlingstraße (- 4. links abbiegen)
  - Julius-Kreis-Straße (- führt auf)
  - Daudetstraße (- gleich 1. rechts abbiegen)
  - Petzetstraße (- 4. rechts abbiegen)
  - Bergsonstraße (- Linksknick auf Kreisel 1. Ausfahrt)
  - Verdistrasse (- 1. rechts abbiegen)
  - Pippingerstraße (- 2. rechts abbiegen)
  - Bassermannstraße (- rechts abbiegen)
  - Einfahrt Betriebshof FW6
  - Einparkmanöver (Rückwärts an Ladezone für DL heran)
- 
- **Geschwindigkeit und Bremsmanöver entsprechend dem fließenden Verkehr und geltender Verkehrsregelung**
  - **Max. Geschwindigkeit 50 km/h auf Pippinger Straße**
  - Wegstrecke ca. 3 km.
  - Dauer ca. 7 Minuten



## 11.2 Fragebögen

### 11.2.1 Teamqualifikation

#### Fragebogen Teamqualifikation (anonym)





1. ) Höchste notfallmedizinische Qualifikation:
  - ☐ Notarzt
  - ☐ Rettungsassistent/Notfallsanitäter
  - ☐ Rettungssanitäter
  - ☐ Rettungsdiensthelfer
  - ☐ Sonstige: \_\_\_\_\_
  
2. Berufserfahrung in Jahren: \_\_\_\_\_
  
3. ) Besondere Erfahrungen (ALS-Kurs, Instruktor etc.): \_\_\_\_\_  
 \_\_\_\_\_
  
4. ) Prähospitaler Einsatz mit mCPR-Geräten: Ja ☐ Nein ☐

Wenn ja, mit welchem Gerät/welchen Geräten?

  - ☐ LUCAS I    ☐ Animax Mono    ☐ Sonstige: \_\_\_\_\_
  - ☐ LUCAS II    ☐ Corpuls CPR
  - ☐ Autopulse    ☐ Lifeline ARM
  
5. ) An wievielen Reanimationen nehmen Sie pro Monat teil (Schätzwert)? \_\_\_\_\_
  
6. ) Ich habe in folgenden Testdurchläufen mitgemacht:
 

	Ja	Nein
Durchlauf 1:	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Durchlauf 2:	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Durchlauf 3:	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>



mCPR Praxistest © INM 2015 AG Medizintechnische Ausstattung der ÄLRD Bayern

Seite | 1

## 11.2.2 Gerätebeurteilung / Anwendungsbeurteilung

Fragebogen Anwendungsbeurteilung Gerät

Welcher Testdurchlauf? (Nach Ansage Studienleiter): \_\_\_\_\_

Datum: \_\_\_\_\_ Uhrzeit: \_\_\_\_\_

## 1. ) Welches Gerät kam zum Einsatz?

- ☐ Animax    ☐ LUCAS II  
☐ Autopulse    ☐ Corpuls CPR

## 2. ) Ich hatte die Rolle des DL/Maschinisten bzw. war im Korb der DL:

- Ja ☐  
 Nein ☐

## 3. ) Subjektive Bewertung der Anwendung unter Transportbedingungen:

(Zufriedenheit Gesamt; VAS 1-10: 1= absolut ungeeignet 10= hervorragend geeignet)

1	Zufriedenheit beim Tragen (Wohnung/ Treppe)	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
2	Zufriedenheit Drehleiter	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
3	Zufriedenheit Verladen in RTW	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
4	Zufriedenheit Gesamt	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

## 4. ) Bemerkungen Freitext:

## 1. Was fanden Sie an dem Gerät besonders gut?

\_\_\_\_\_

## 2. Was könnte die Anwendung nach der Anwendungserfahrung besser machen?

\_\_\_\_\_

## 5. ) Die gerade zurückgelegte Transportstrecke beurteile ich hinsichtlich der körperlichen Anstrengung für mich auf der BORG-Skala mit dem Wert: \_\_\_\_\_

Borg-Skala		Interpretationshilfen		
	Intensität	körperliche Anstrengung	Atmenot	Zeit
0	Keine Anstrengung / Atemnot			Stunden
0.5	Sehr, sehr leicht			
1	Sehr leicht			
2	Leicht			Stunden
3	Mäßig			
4	Etwas anstrengend / ziemlich anstrengend / schwer			
5	Anstrengend / schwer			Minuten
6				
7	Sehr anstrengend / schwer			
8				Sekunden
9	Sehr, sehr anstrengend / schwer			
10	Maximal			

### 11.3 Dokumentationsbogen

#### Checkliste/Beobachterbogen für Zwischenstationen und Endstation:



Gerät: \_\_\_\_\_ Datum: \_\_\_\_\_ Uhrzeit GPS (Startzeit): \_\_\_\_\_ Team-Nr.: \_\_\_\_\_

1. PC-Zeit mit GPS Zeit abgeglichen (Die GPS-Zeit ist die Masterzeit!)? Check ☐  
Tubustiefe Mundwinkel: \_\_\_\_\_ cm
2. **Start:** Starten der Stoppuhr und gleichzeitiger Start der Datenaufzeichnung an Sensbox und LaptopPC
3. **Stoppuhr läuft immer durch!**
  - **START: 2 Minuten Baseline I durchgeführt (Bereitschaftsraum 2. OG)?**
    - Startfreigabe ☐
    - Zwischenzeit auf Stoppuhr nehmen nach durchgeführter Basisreanimation: \_\_\_\_\_
    - Messung beenden und speichern ☐
    - Unerwartete Unterbrechung der mCPR? Nein ☐ Ja ☐
      - Falls ja. Ursache? \_\_\_\_\_
      - Ggf. Fotonummer: \_\_\_\_\_
  - **Wegstrecke 1: Transport mit Bergetuch aus Bereitschaftsraum zur Trage (im Treppenhaus)**
    - Zwischenzeit (auf Stoppuhr) nehmen: Startklar für Aufnehmen des Patienten: \_\_\_\_\_
    - Messung starten ☐
    - Zwischenzeit (auf Stoppuhr): Nach Ablegen auf RTW-Trage: \_\_\_\_\_
    - Messung beenden und speichern ☐
    - Ankopplungsstelle verrutscht? Nein ☐ Ja ☐
      - Falls ja: Korrektur der Ankopplungsstelle in \_\_\_\_\_ cm
    - Tubustiefe verändert? Nein ☐ Ja ☐
      - Falls ja: wie viel? \_\_\_\_\_ cm
      - Korrektur erforderlich? Ja ☐ Nein ☐ Neuintubation ☐
    - Unerwartete Unterbrechung der mCPR? Nein ☐ Ja ☐
      - Falls ja. Ursache? \_\_\_\_\_
      - Ggf. Fotonummer: \_\_\_\_\_

• Gerät: \_\_\_\_\_ Datum: \_\_\_\_\_ Uhrzeit GPS: \_\_\_\_\_ Team-Nr.: \_\_\_\_\_

• **Wegstrecke 2: Transport mit Trage bis Absetzen neben Schleifkorbtrage**

- Zwischenzeit (auf Stoppuhr) nehmen: Startklar für Aufnehmen der Trage: \_\_\_\_\_
- Messung starten ☐
  
- Zwischenzeit (auf Stoppuhr): Nach Absetzen der Trage neben Schleifkorb: \_\_\_\_\_
- Messung beenden und speichern ☐
  
- Ankopplungsstelle verrutscht? Nein ☐ Ja ☐
  - Falls ja: Korrektur der Ankopplungsstelle in \_\_\_\_\_ cm
- Tubustiefe verändert? Nein ☐ Ja ☐
  - Falls ja: wie viel? \_\_\_\_\_ cm
  - Korrektur erforderlich? Ja ☐ Nein ☐ Neuintubation ☐
- Unerwartete Unterbrechung der mCPR? Nein ☐ Ja ☐
  - Falls ja. Ursache? \_\_\_\_\_
  - Ggf. Fotonummer: \_\_\_\_\_

▪ **Anschluss Oxylator!**

• **Wegstrecke 3: Umlagerung auf Schleifkorbtrage + abgeschlossene Umlagerung auf RTW Trage (Balkon)**

- Zwischenzeit (auf Stoppuhr) nehmen: Startklar für Umlagern auf Schleifkorb: \_\_\_\_\_
- Messung starten ☐
  
- Zwischenzeit (auf Stoppuhr): Nach abgeschlossener Umlagerung auf RTW-Trage: \_\_\_\_\_
- Messung beenden und speichern ☐
  
- Ankopplungsstelle verrutscht? Nein ☐ Ja ☐
  - Falls ja: Korrektur der Ankopplungsstelle in \_\_\_\_\_ cm
- Tubustiefe verändert? Nein ☐ Ja ☐
  - Falls ja: wie viel? \_\_\_\_\_ cm
  - Korrektur erforderlich? Ja ☐ Nein ☐ Neuintubation ☐
- Unerwartete Unterbrechung der mCPR? Nein ☐ Ja ☐
  - Falls ja. Ursache? \_\_\_\_\_
  - Ggf. Fotonummer: \_\_\_\_\_
  
- Beatmungsprobleme mit Oxylator? Wenn ja, welche? \_\_\_\_\_
  
- **Oxylator diskonnektieren und Beutel anschließen**

Gerät: \_\_\_\_\_ Datum: \_\_\_\_\_ Uhrzeit GPS: \_\_\_\_\_ Team-Nr.: \_\_\_\_\_

- **Wegstrecke 4: Klar zum Aufnehmen der RTW-Trage + DL-Fahrt + Trage bereit zur RTW-Beladung**
  - Zwischenzeit (auf Stoppuhr) nehmen: Startklar für Aufnehmen der Trage: \_\_\_\_\_
  - Messung starten ☐
  
  - Zwischenzeit (auf Stoppuhr): Trage klar für RTW-Beladevorgang : \_\_\_\_\_
  - Messung beenden und speichern ☐
  
  - Ankopplungsstelle verrutscht? Nein ☐ Ja ☐
    - Falls ja: Korrektur der Ankopplungsstelle in \_\_\_\_\_ cm
  - Tubustiefe verändert? Nein ☐ Ja ☐
    - Falls ja: wie viel? \_\_\_\_\_cm
    - Korrektur erforderlich? Ja ☐ Nein ☐ Neuintubation ☐
  - Unerwartete Unterbrechung der mCPR? Nein ☐ Ja ☐
    - Falls ja. Ursache? \_\_\_\_\_
    - Ggf. Fotonummer: \_\_\_\_\_
  
- **Wegstrecke 5: Ladevorgang RTW und RTW startklar für Transport**
  - Zwischenzeit (auf Stoppuhr) nehmen: Trage klar zum Beladen des RTW: \_\_\_\_\_
  - Messung starten ☐
  
  - **Medumat anschließen**  
(Medumat Standard, AMV 5000ml, Frequenz 10/Min, Pmax 25 mmHg, Airmix)
  
  - Zwischenzeit (auf Stoppuhr): RTW startklar (Türen geschlossen): \_\_\_\_\_
  - Messung beenden und speichern ☐
  
  - Ankopplungsstelle verrutscht? Nein ☐ Ja ☐
    - Falls ja: Korrektur der Ankopplungsstelle in \_\_\_\_\_ cm
  - Tubustiefe verändert? Nein ☐ Ja ☐
    - Falls ja: wie viel? \_\_\_\_\_cm
    - Korrektur erforderlich? Ja ☐ Nein ☐ Neuintubation ☐
  - Unerwartete Unterbrechung der mCPR? Nein ☐ Ja ☐
    - Falls ja. Ursache? \_\_\_\_\_
    - Ggf. Fotonummer: \_\_\_\_\_



Gerät: \_\_\_\_\_ Datum: \_\_\_\_\_ Uhrzeit GPS: \_\_\_\_\_ Team-Nr.: \_\_\_\_\_

- **Wegstrecke 6: Transport im RTW (Endet mit „Rückwärtseinparken“, Stillstand Fahrzeug und Tür auf)**
  - Zwischenzeit (auf Stoppuhr) nehmen: RTW abfahrbereit: \_\_\_\_\_
  - Messung starten ☐
  
  - Zwischenzeit (auf Stoppuhr): RTW rückwärts eingeparkt (Türen geöffnet): \_\_\_\_\_
  - Messung beenden und speichern ☐
  
  - Ankopplungsstelle verrutscht? Nein ☐ Ja ☐
    - Falls ja: Korrektur der Ankopplungsstelle in \_\_\_\_\_ cm
  - Tubustiefe verändert? Nein ☐ Ja ☐
    - Falls ja: wie viel? \_\_\_\_\_ cm
    - Korrektur erforderlich? Ja ☐ Nein ☐ Neuintubation ☐
  - Unerwartete Unterbrechung der mCPR? Nein ☐ Ja ☐
    - Falls ja. Ursache? \_\_\_\_\_
    - Ggf. Fotonummer: \_\_\_\_\_
  
  - Beatmungsprobleme mit Medumat? Wenn ja, welche? \_\_\_\_\_
  
  - **Umbau Medumat auf Beutel**
  
- **Wegstrecke 7: Entladevorgangs aus RTW und Fahrt zur Drehleiter (definierter Abstand ca. 20m); Patiententrage stoppt für Umlagerung auf DL-Korb**
  - Zwischenzeit (auf Stoppuhr) nehmen: RTW bereit für Entladen: \_\_\_\_\_
  - Messung starten ☐
  
  - Zwischenzeit (auf Stoppuhr): Bereit für Umlagerung auf DL-Korb an def. Stelle: \_\_\_\_\_
  - Messung beenden und speichern ☐
  
  - Ankopplungsstelle verrutscht? Nein ☐ Ja ☐
    - Falls ja: Korrektur der Ankopplungsstelle in \_\_\_\_\_ cm
  - Tubustiefe verändert? Nein ☐ Ja ☐
    - Falls ja: wie viel? \_\_\_\_\_ cm
    - Korrektur erforderlich? Ja ☐ Nein ☐ Neuintubation ☐
  - Unerwartete Unterbrechung der mCPR? Nein ☐ Ja ☐
    - Falls ja. Ursache? \_\_\_\_\_
    - Ggf. Fotonummer: \_\_\_\_\_

Gerät: \_\_\_\_\_ Datum: \_\_\_\_\_ Uhrzeit GPS: \_\_\_\_\_ Team-Nr.: \_\_\_\_\_

- **Wegstrecke 8: DL-Fahrt auf Balkon und Ablage im Bereitschaftsraum.**
  - Zwischenzeit (auf Stoppuhr) nehmen: Bereit für Anbringen der Trage auf DL: \_\_\_\_\_
  - Messung starten ☐
  
  - Zwischenzeit (auf Stoppuhr): Ablage der Trage im Bereitschaftsraum: \_\_\_\_\_
  - Messung beenden und speichern ☐
  
  - Ankopplungsstelle verrutscht? Nein ☐ Ja ☐
    - Falls ja: Korrektur der Ankopplungsstelle in \_\_\_\_\_ cm
  - Tubustiefe verändert? Nein ☐ Ja ☐
    - Falls ja: wie viel? \_\_\_\_\_ cm
    - Korrektur erforderlich? Ja ☐ Nein ☐ Neuintubation ☐
  - Unerwartete Unterbrechung der mCPR? Nein ☐ Ja ☐
    - Falls ja. Ursache? \_\_\_\_\_
    - Ggf. Fotonummer: \_\_\_\_\_
  
- **Ende: 2 Minuten Basisreanimation (Baseline II) im Bereitschaftsraum, nach 1 Minute Wechsel Akkupack**
  - Zwischenzeit (auf Stoppuhr) nehmen: Bereit für Basisreanimation: \_\_\_\_\_
  - Messung starten ☐
  
  - **Nach 1 Minute Akkupack-Wechsel!**
  - Zwischenzeit (auf Stoppuhr): Ende durch Beobachter: \_\_\_\_\_
  - Messung beenden und speichern ☐
  
  - Ankopplungsstelle verrutscht? Nein ☐ Ja ☐
    - Falls ja: Korrektur der Ankopplungsstelle in \_\_\_\_\_ cm
  - Tubustiefe verändert? Nein ☐ Ja ☐
    - Falls ja: wie viel? \_\_\_\_\_ cm
    - Korrektur erforderlich? Ja ☐ Nein ☐ Neuintubation ☐
  - Unerwartete Unterbrechung der mCPR? Nein ☐ Ja ☐
    - Falls ja. Ursache? \_\_\_\_\_
    - Ggf. Fotonummer: \_\_\_\_\_
  
  - Stoppe Stoppuhr, Notiere Endzeit: \_\_\_\_\_
  - Notiere Abweichung vom Messfeld in cm: \_\_\_\_\_
  - Notiere Tubustiefe: \_\_\_\_\_

Unterschrift Beobachter: \_\_\_\_\_

## **12 Danksagung**

Ich möchte mich an dieser Stelle bei all denen bedanken, die mich bei der Fertigstellung meiner Dissertation unterstützt haben:

Ein herzlicher Dank gilt meinem Doktorvater, Herrn Prof. Dr. med. Bernhard Zwißler, für das entgegengebrachte Vertrauen, die Überlassung des Themas und die freundliche Vermittlung an das INM.

Herrn Dr. med. Stephan Prückner danke ich für die freundliche Aufnahme als Doktorand am INM und die Möglichkeit, im Bereich der Notfallmedizin zu promovieren.

Besonders möchte ich mich für die außergewöhnliche und engagierte Betreuung durch Herrn Dr. med. Heiko Trentzsch bedanken, der mich stets zielgerichtet unterstützte und jederzeit bei Fragen zur Verfügung stand. Geduldig und gelassen beantwortete er ausführlich all meine Anliegen und leitete mich zum selbstständigen wissenschaftlichen Arbeiten an.

Ein weiterer Dank gilt Herrn Benedikt Sandmeyer, der sich geduldig jeglicher technischen Problematik annahm und versuchte, sie zu lösen.

Genauso gilt mein Dank Herrn Dr. med. Johannes Luxen und allen Mitarbeitern des INMs, die an der Vorbereitung bzw. Durchführung des Experiments beteiligt waren und so erst eine Umsetzung des Projekts möglich machten. Auch möchte ich mich an dieser Stelle bei allen direkt am Praxistest Beteiligten bedanken.

Ich danke weiter den Herren Priv.-Doz. Dr. med. Torsten Birkholz, Dr. med. Heiko Hübner, Prof. Karl-Georg Kanz und Jürgen Königer von der AG Medizintechnische Geräteausstattung der ÄLRD für die ideenreichen und konstruktiven Gespräche und Ihre wertvollen Anregungen im Verlauf dieser Arbeit.

Zum Schluss möchte ich meiner Familie - insbesondere meinen Eltern und meinem Opa PD Dr. med. Helmut Jörgens - und allen Freunden danken, die mich stets motiviert und liebevoll unterstützt haben.



# Eidesstattliche Versicherung

Jörgens, Maximilian

---

Name, Vorname

Ich erkläre hiermit an Eides statt,  
dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema

## **Erprobung verschiedener mechanischer Reanimationshilfen für den prähospitalen Patiententransport unter Reanimation**

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

München, 22.11.2019

---

Ort, Datum

Maximilian Jörgens

---

Unterschrift Doktorand